

Aus der Poliklinik für Zahnärztliche Prothetik
Klinikum der Ludwig-Maximilians-Universität München

Direktor: Prof. Dr. med. dent. Daniel Edelhoff

Mechanische Stabilität von drei unterschiedlich verschraubten vollkeramischen Abutments in zweiteiligen Zirkoniumdioxid- Implantaten

Dissertation

zum Erwerb des Doktorgrades der Zahnmedizin
an der Medizinischen Fakultät der
Ludwig-Maximilians-Universität zu München

vorgelegt von

Anna Lang

aus

Dresden

2021

Mit Genehmigung der Medizinischen Fakultät
der Universität München

Berichterstatter: Prof. Dr. med. dent. Michael Stimmelmayr

Mitberichterstatter: Prof. Dr. med. dent. Miriam E. Draenert

Univ.-Prof. Dr. Dr. Johannes Randzio

Prof. Dr. Dr. Heinz Kniha

Mitbetreuung durch den
promovierten Mitarbeiter:

Dekan: Prof. Dr. med. dent. Reinhard Hickel

Tag der mündlichen Prüfung: 17.02.2021

Für meine Eltern

INHALTSVERZEICHNIS

1 Literaturübersicht	6
1.1 Geschichte und Entwicklung vollkeramischer Implantatsysteme.....	6
1.2 Zirkoniumdioxid	8
1.2.1 Kristallphasen.....	8
1.2.2 Zirkoniumdioxid als dentale Keramik.....	9
1.2.3 Materialeigenschaften	11
1.3 Das enossale dentale Implantat	12
1.4 Abutment	12
1.5 Implantat-Abutment-Verbindung.....	15
1.5.1 Index Geometrie.....	16
1.5.2 Abutmentmaterialien im Vergleich.....	18
1.5.3 Bruchfestigkeit von Abutments.....	18
1.5.4 Ursachen für das Versagen des Implantat-Abutment-Systems.....	20
1.6 Implantatkrone.....	22
1.7 Periimplantäre Gewebe	22
1.7.1 Einfluss der Spaltbildung auf periimplantäre Gewebe.....	24
1.7.2 Platform Switch	24
1.7.3 Osseointegration bei Keramikimplantaten.....	25
2 Ziel der Studie und Fragestellung	26
3 Material und Methode	27
3.1 Übersicht	27
3.2 SDS2.0 Implantatsystem	28
3.2.1 SDS2.0 Implantat	28
3.2.2 SDS2.0 Abutmentsystem	30
3.2.3 SDS2.0 Verbindungsschrauben	31
3.3 Herstellung der Prüfkörper	32
3.3.1 Herstellung der Silikon Gussformen.....	32
3.3.2 Einbettung der Implantatkörper in Epoxidharz	34
3.3.3 IPS e.max CAD Krone	34
3.3.4 Befestigung der Implantataufbauten	36
3.3.5 Zementieren der Suprakonstruktionen	38
3.4 Versuchsdurchführung	39
3.4.1 Rotationsversuch	39
3.4.2 DIN EN ISO 14801	42

3.4.3 Dynamische Ermüdungsprüfung	43
3.4.4 Statische Ermüdungsprüfung nach künstlicher Alterung	45
3.4.5 Analyse der Frakturmodi	47
3.4.6 Statistische Auswertung	47
4 Ergebnisse	48
4.1 Rotationsversuch	48
4.1.1 Abutments mit Goldschraube	49
4.1.2 Abutments mit Titanschraube	51
4.1.3 Abutments mit PEEK-Schraube	53
4.1.4 Vergleich der Rotationswinkel	54
4.2 Dynamische Ermüdungsprüfung	56
4.2.1 Versuchsgruppe G (Abutments mit Goldschraube)	56
4.2.2 Versuchsgruppe T (Abutments mit Titanschraube)	56
4.2.3 Versuchsgruppe P (Abutments mit PEEK-Schraube)	56
4.3 Statische Ermüdungsprüfung	56
4.3.1 Versuchsgruppe G (Abutments mit Goldschraube)	56
4.3.2 Versuchsgruppe T (Abutments mit Titanschraube)	58
4.3.3 Versuchsgruppe PEEK (Abutments mit PEEK-Schraube)	59
4.3.4 Vergleich der Bruchlastwerte	60
4.2 Bruchverhalten	62
5 Diskussion	64
5.1 SDS 2.0 Implantatsystem	64
5.2 Prüfkörperherstellung	65
5.3 Kronenherstellung	66
5.4 Rotationsversuch	66
5.5 Dynamische Ermüdungsprüfung	68
5.6 Statische Ermüdungsprüfung	69
5.7 Bruchverhalten	72
6 Zusammenfassung	74
7 Abkürzungsverzeichnis	76
8 Literaturverzeichnis	77
9 Danksagung	85

1 LITERATURÜBERSICHT

1.1 GESCHICHTE UND ENTWICKLUNG VOLLKERAMISCHER IMPLANTATSYSTEME

Seit Beginn der modernen Implantologie gab es die Vision von vollkeramischen Implantaten [1]. Die vermehrte Nachfrage nach metallfreien Konstruktionen, Diskussionen über das allergische Potential von Titan und der erhöhte ästhetische Anspruch der Patienten veranlassten zu weiteren Forschungen auf diesem Gebiet [2]. Bei den ersten vollkeramischen Implantatsystemen in den 1960er-Jahren wurde aus Mangel an Alternativen auf Aluminiumoxid (Al_2O_3) gesetzt. 1968 stellte Sandhaus das erste keramische Schraubenimplantat aus weißem, polykristallinem Al_2O_3 , die „Cristalline Bone Screw“ (CBS), vor [1]. Prominentester Vertreter unter den ersten Aluminiumoxid-Implantaten war das Tübinger Sofortimplantat, welches unter Schulte entwickelt und erstmalig 1976 beschrieben wurde [3]. Eine Weiterentwicklung war das zweiteilige FRIALIT-2-System [4]. Es war erneut Sandhaus, der das erste dentale Schraubenimplantat aus Zirkoniumdioxid (ZrO_2), eine Modifikation seines CBS-Implantats, entwickelte. 2002 erschien es unter dem Namen Sigma als einteilige und zweiteilige Variante auf dem Markt [5].

Die Schwachstellen der vollkeramischen Systeme waren vor allem Misserfolge in der Einheilphase und Implantatfrakturen [6]. Das hohe Frakturrisiko von Aluminiumoxidkeramik, bei nicht axialen Belastungen, kann auf seine physikalischen Eigenschaften zurückgeführt werden, wie beispielsweise seine geringe Biegefestigkeit, sowie Risszähigkeit bei hoher Vickershärte. Eine nicht tolerierbare Anzahl an Verlusten veranlasste dazu, nach einem alternativen Material zu Aluminiumoxid, zur Herstellung vollkeramischer dentaler Implantate, zu suchen [7]. Laut einer 1987 veröffentlichten, mehr als sieben Jahre dauernden, Longitudinalstudie, lag die Erfolgsquote der CBS bei 25% [8]. Erst mit Zirkoniumdioxid als Basiswerkstoff, welches sich in der Orthopädie bereits seit den 1990er Jahren bewährt hatte, stand ein für die dentale Implantologie geeignetes Material zur Verfügung. ZrO_2 ist heute auf Grund seiner werkstofflichen Eigenschaften das Ausgangsmaterial erster Wahl zur Herstellung keramischer Implantate [9].

Bis heute dominierten, auf Grund ihrer besseren Stabilität und Geometrie, einteilige Keramikimplantate den Markt. Nachteilig dabei ist, dass sie während der Einheilphase durch

eine Schutzschiene, ein Provisorium oder eine Prothese vor Belastung jedweder Art geschützt werden müssen. Zudem darf der suprakrestale Implantatteil nicht beliebig beschliffen werden und schränkt somit die prothetische Vielfältigkeit ein. Problematisch kann, bei subgingival gelegenen Kronenrand, das Zementieren der Kronen und die anschließende Überschussentfernung, sowohl bei ein- als auch zweiteiligen Systemen aus Keramik, sein. Aufgrund der schlechten Übersichtlichkeit können Zementreste erschwert lokalisiert und beseitigt werden. In-situ verbliebene Zementreste stellen einen pathologischen Reiz auf das periimplantäre Gewebe nahe der Implantatschulter dar und können dadurch eine Periimplantitis bedingen.

Mit der Entwicklung und dem Einsatz keramischer Abutments wurde Jahrzehnte nach der Entwicklung der ersten keramischen Implantate begonnen. Prestipino und Ingber stellten im Jahr 1993 ein dicht gesintertes, individualisierbares Aluminiumoxid-Abutment als vollkeramische Alternative zu Titanabutments im Frontzahnbereich vor [10]. Das erste Abutment aus partiell yttriumstabilisierter Zirkoniumdioxidkeramik stellten Wohlwend et al. 1996 vor [11]. Trotz intensiver Weiterentwicklung zeigten Titan- oder titanunterstützte Abutments nach wie vor eine signifikant höhere Bruchfestigkeit im Vergleich zu Abutments aus Aluminium- oder Zirkoniumdioxid [12].

Einen guten Kompromiss, zwischen ansprechender Ästhetik und hohen Bruchlastwerten nahe an Titanabutments, stellen titanunterstützte Abutments, so genannte Hybridabutments dar. Sie bestehen aus einer konfektionierten Klebebasis aus Titan, welche mit einem individuell gefertigten ZrO_2 -Aufbau kraftschlüssig verklebt wird. Bei Hybridabutments kann das Risiko einer Abutmentschraubenlockerung, im Vergleich zu vollkeramischen Aufbaupfosten durch einen konischen Sitz der Abutmentschraube im Schraubenkanal verringert werden. Bei Zirkonabutments ist eine konische Verschraubung nicht möglich. Folglich besteht, durch die auftretenden Zugspannungen im Schraubenkanal, eine höhere Gefahr der Schraubenlockerung [13].

Sowohl Alsahhaf et al. als auch Stimmelmayer kamen in ihrer in-vitro Studie zu dem Ergebnis, dass eine Titanbasis die Bruchfestigkeit eines Zirkonaufbaus im Vergleich zu einteiligen vollkeramischen Abutments deutlich erhöhen kann [14, 15].

1.2 ZIRKONIUMDIOXID

1.2.1 KRISTALLPHASEN

ZrO₂ ist ein weißes, kristallines Pulver, welches in mehreren Arbeitsschritten für die industrielle Weiterverarbeitung aufbereitet werden kann. Gewonnen wird es vor allem aus Zirkonsilikat (Zirkonsand) [16]. Die Besonderheit von ZrO₂ liegt in seinen drei temperaturabhängigen Kristallphasen, welche Kohorst und Stiesch-Scholz wie folgt beschrieben [17]: Beim Abkühlen einer reinen Schmelze unterhalb von 2680°C kristallisiert zuerst die kubische Phase (k) aus, ab 2370° findet die Umwandlung in die tetragonale Phase (t) statt und unter 1170°C wandelt sich diese in die monokline Phase (m) um. Von der letzten kristallinen Umwandlung bis zur Abkühlung auf Zimmertemperatur erfolgt eine Volumenzunahme um 4,9%. Diese sprunghafte Volumenvergrößerung verursacht hohe Spannungen und Rissbildungen in der Keramik. Zur Stabilisierung erfolgt die Zugabe von dem Seltenerdenmetall Yttrium (Y), in Form seines Oxids (Y₂O₃). Dadurch wird die t → m Umwandlung unterbunden, sodass die Keramik auch bei Zimmertemperatur vollständig in der t-Phase vorliegt. Diese weist eine sehr kleine Korngröße auf. Die so entstandenen Y-TZP-Keramiken (Yttria stabilized Tetragonal Zirconia Polycrystals) verfügen laut Piconi und Maccauro über eine sehr hohe mechanische Belastbarkeit und sind weniger anfällig für Rissbildung und -wachstum [18]. Zurückzuführen sind diese verbesserten Materialeigenschaften auf zwei Mechanismen.

1. Lokale, spontan auftretende t → m Umwandlungen verursachen (Mikro)Risse durch Volumenzunahme in der monoklinen Phase. Diese laufen sich als Mikrorisse tot oder werden an den ZrO₂-Teilchen abgelenkt.
2. Entstehung einer t → m Umwandlung durch hohe Zugspannungen an der Spitze eines sich ausdehnenden Risses. Es entsteht eine lokale Druckspannung im Bereich der Druckspitze durch das größere Volumen der monoklinen Kristallform. Durch das Zusammenpressen der Rissflanken wird das weitere Risswachstum erschwert.

Dieses Prinzip wird Transformationsverstärkung genannt [18].

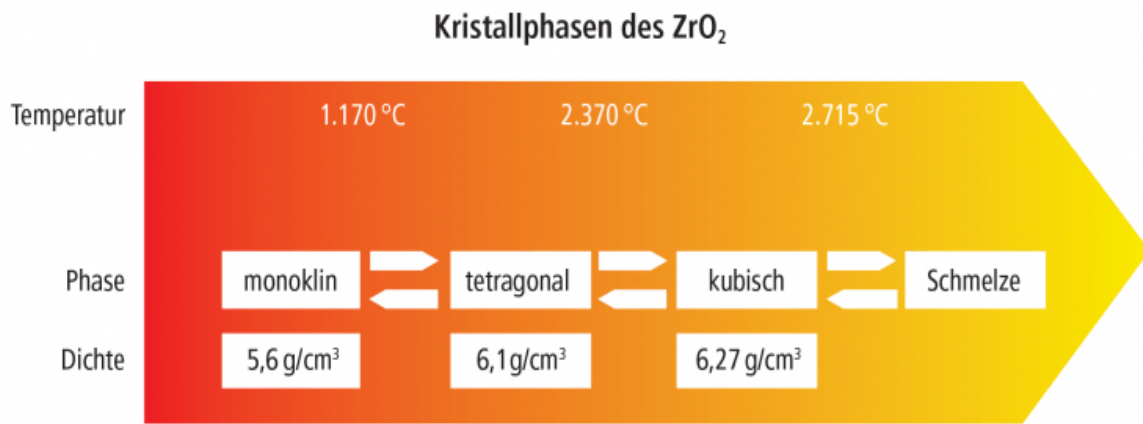


Abbildung 1: Kristallphasen des ZrO_2 [19]

1.2.2 ZIRKONIUMDIOXID ALS DENTALE KERAMIK

Die Produktionsschritte der klassischen Keramikherstellung sind Pulverherstellung, Formgebung, Sinterung und Bearbeitung.

Rieger et al. beschrieben die industrielle Herstellung von ZrO_2 -Rohlingen zur Weiterverarbeitung wie folgt: Zirkoniumdioxid wird auf der Grundlage des mineralischen Ausgangsproduktes Zirkonsilikat chemisch hergestellt. Der Pressling entsteht durch Formpressen oder isostatisches Pressen aus Keramikpulver und Bindemittel. Die porösen Computer Aided Design/Computer Aided Manufacturing (CAD/CAM) Blöcke werden bei tieferen Temperaturen vorgesintert, wobei der sogenannte Grünling entsteht. Bei Temperaturen von ca. 1000°C wird der Grünling im Brennofen unter sauerstoffhaltiger Atmosphäre (vor)gesintert und unterliegt dabei einer Schrumpfung von bis zu 25%. Dabei entsteht der Weißling, welcher durch Nachsinterverfahren weiter verdichtet wird. Üblich ist das anschließende Hot Isostatic Postcompaction Verfahren (HIP), welches unter Schutzgasatmosphäre (Argon), hohem Druck und knapp unter Sintertemperatur geschieht. Durch den nachgeschalteten HIP-Prozess, werden nahezu 100 % dichte Strukturen (fast) ohne Poren oder Fehler erzeugt. Die so bearbeiteten Materialien haben eine höhere Dichte, eine gleichmäßig feine Korngröße und eine hohe Reinheit, sowie eine höhere Bruchfestigkeit [20].

Die Bearbeitung von Y-TZP-Keramiken erfolgt mittels CAD/CAM Verfahren, weil die herkömmlichen Sinter-, Guss- und Presstechnologien aufgrund der physikalischen

Eigenschaften von Zirkoniumdioxidkeramiken nicht anwendbar sind [21]. Dabei ist auf eine starke Wasserkühlung, der zu bearbeiteten Oberflächen und Werkzeuge, während des Fräsvorgangs zu achten. Die Entwicklung der CAD/CAM-Technologie brachte in den letzten Jahren deutliche Verbesserungen bei der Bearbeitung hochfester Materialien mit sich. Dazu zählen die Fertigung hochwertiger, industriell vorgefertigter Restaurationsmaterialien, die Standardisierung der Produktionsprozesse, die schonendere Bearbeitung sowie die Zeitersparnis gegenüber der manuellen Fertigung im zahntechnischen Labor [13]. Y-TZP ist grundsätzlich als ungesintertes, teilgesintertes oder gesintertes Vorprodukt für die CAD/CAM-Bearbeitung geeignet. Heutzutage kommen für die Gerüsterstellung, aufgrund der leichteren Bearbeitung und verkürzten Bearbeitungszeit, vor allem vorgesinterte Rohlinge zur Anwendung. Dabei ist die bei der Nachsinterung auftretende Schrumpfung zu beachten. Seit 1996 wird Y-TZP für Gerüste von Kronen und Brücken als CAD/CAM-Rohling in vorgesinteter Form verwendet. Dichtgesinterte Rohlinge finden seit 2000 als Abutment und seit 2001 für die Implantat Herstellung klinische Anwendung [20, 22]. Die Fräsung dicht gesinteter Rohlinge erfordert viel Zeit und ist mit einem hohen Werkzeugverschleiß verbunden.

Auf der Basis von ZrO_2 wurden in den letzten Jahren Hochleistungskeramiken mit deutlich besseren Eigenschaften entwickelt [23]. Darauf wird nachfolgend eingegangen. Die heutzutage standardmäßig in der Zahnmedizin für enossale Implantate verwendete Keramik hat im Vergleich zur Y-TZP-Keramik zusätzlich einen Anteil von 0,25 Mol-% Aluminiumoxid, wodurch es vor allem bezüglich seines Elastizitätsmoduls und seiner hydrothermalen Altersbeständigkeit optimiert wurde [24]. Diese wird als Y-TZP-A Keramik (Yttria stabilized Tetragonal Zirconia Polycrystals doped with Alumina) bezeichnet.

Eine andere Modifikation von Zirkoniumdioxid ist Y-TZP-A mit 20 Mol-% Al_2O_3 . Diese Keramik wird ATZ (Alumina Toughened Zirconia) genannt. Anwendung findet diese zum Beispiel bei Ziradent Implantaten (Metoxit, Thayngen, Schweiz) und Implantaten der Firma Swiss Dental Solutions (SDS, Kreuzlingen, Schweiz). Dabei kommt es zu einer erheblichen Steigerung der Biege- und Bruchfestigkeit (2000 MPa) sowie zur Erhöhung der Härte (Vickers) und des Elastizitätsmoduls (Tabelle 1). ATZ lässt sich aufgrund seiner hohen Festigkeit nur schwer bearbeiten und hat eine sehr hohe Opazität und einen hohen Weisheitsgrad. Es ist daher ausschließlich für eine industrielle Verarbeitung, zum Beispiel für chirurgische Werkzeuge, Implantate, Abutments und Wurzelstifte geeignet [22].

1.2.3 MATERIALEIGENSCHAFTEN

In Tabelle 1 sind die relevantesten werkstoffkundlichen Kenngrößen von Hochleistungszirkoniumdioxidkeramiken, sowie deren prozentuale Zusammensetzung zusammengefasst.

Bezeichnung	Einheit	TZP	TZP-A	ATZ
Bestandteile		ZrO ₂ /Y ₂ O ₃	ZrO ₂ /Y ₂ O ₃ /Al ₂ O ₃	ZrO ₂ /Al ₂ O ₃ /Y ₂ O ₃
Zusammensetzung	%	95/5	95/5/0,25	76/20/4
Dichte	g/cm ³	6,05	6,05	5,5
Offene Porosität	%	0	0	0
Korngröße	µm	0,4	0,35	0,4
Härte Vickers	Hv	1.200	1.200	1.400
Härte Mohs		8	8	8
Druckfestigkeit	MPa	2.000	2.000	2.000
Biegefestigkeit	MPa	1.000	1.200	2.000
Elastizitätsmodul	GPa	200	210	220
Bruchzähigkeit K _{IC}	MN/m ^{3/2}	8	8	8

Tabelle 1: Werkstoffkundliche Kenngrößen und prozentuale Zusammensetzung von Hochleistungszirkoniumdioxidkeramik [25]

Allgemeine Anforderungen an das keramische Dentalimplantat sind hohe Biegefestigkeit und Härte, ausgezeichnete Biokompatibilität, Langzeitbeständigkeit, Ästhetik nahe an der natürlichen Zahnwurzel (v.a. im Oberkiefer Frontzahnbereich), Sterilisierbarkeit sowie geringe Plaqueakkumulation.

1.3 DAS ENOSSALE DENTALE IMPLANTAT

Als Implantate allgemein bezeichnet man im Körper verankerte alloplastische Materialien. Enossale dentale Implantate sind in Maxilla oder Mandibula verankerte Körper zum Ersatz der natürlichen Zahnwurzel. Das Implantat bildet die Grundlage für die Versorgung mit feststehendem Zahnersatz, mit Hilfe eines Abutments, mit Kronen oder Brücken, sowie mit herausnehmbarem Zahnersatz mit unterschiedlichen Halteelementen. Implantataufbauten werden unter dem Begriff Suprakonstruktion zusammengefasst.

In der modernen Implantologie kommen fast ausschließlich rotationssymmetrische Schraubenimplantate mit Gewinde zum Einsatz. Sie haben eine konische oder zylindrische Form mit einer apikalen Verjüngung bzw. Stufenform. Als Material hat sich Titan über Jahrzehnte bewährt. Die seit ca. 15 Jahren erhältlichen Vollkeramikimplantate bestehen heute aus ZrO₂ und werden mittels CAD/CAM-Technologie gefertigt.

Die obligate Oberflächenstrukturierung des Implantatkörpers führt zu einer vergrößerten Oberfläche. Sie bietet somit eine ideale Struktur für die Anlagerung von Zellen und sorgt dadurch für eine schnellere und bessere Osseointegration, welche entscheidend für die Sekundärstabilität ist [26, 27]. Dabei kommen additive und subtraktive Verfahren zum Einsatz. Als Goldstandard gilt die SLA-Oberfläche (Sand-blasted, Large grit, Acidetched) (Straumann GmbH, Freiburg, Deutschland). Dabei wird zuerst eine Makrorauigkeit durch grobes Sandstrahlen auf der Titanoberfläche generiert. Anschließend wird eine Mikrorauigkeit durch Säureätzung erzeugt. Da Oxidkeramik nur schwer geätzt werden kann, wird die Mikrorauigkeit bei keramischen Implantaten meist durch additive Verfahren erzeugt. Mit Hilfe der Oberflächenstrukturierung konnte die mittlere unbelastete Einheilzeit von Implantaten, von ehemals vier bis sechs Monaten im Oberkiefer und drei bis vier Monaten im Unterkiefer in den 1980er Jahren, auf heutzutage sechs bis acht Wochen, deutlich reduziert werden [28, 29].

1.4 ABUTMENT

Das Abutment ist ein prothetischer Aufbaupfosten, der die Verbindung herstellt zwischen prothetischer Suprakonstruktion und enossalem Implantat. Dabei sollte es der anatomischen Form des natürlichen präparierten Zahnes weitgehend entsprechen [10].

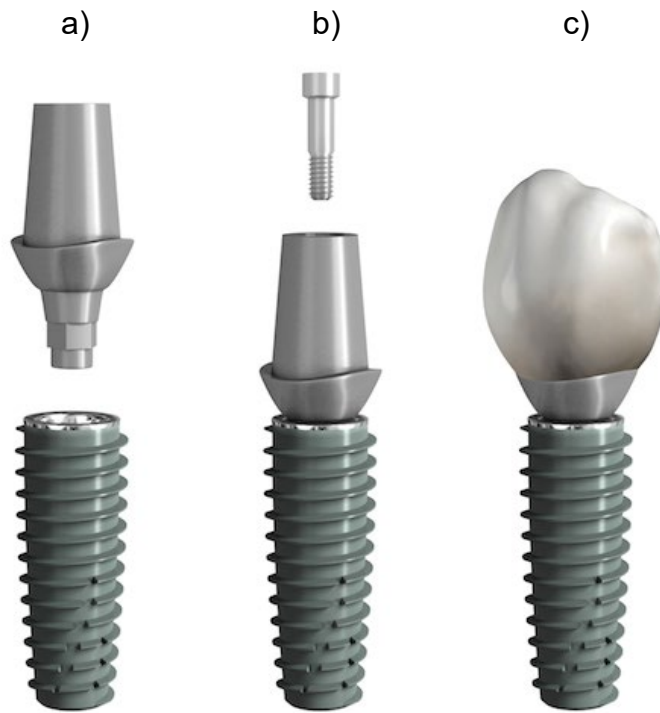


Abbildung 2: Zweiteiliges Implantatsystem aus Titan [30]

- a) Abutment (oben) mit Implantatkörper (unten)
- b) Verbindungsschraube, Abutment, Implantatkörper (von oben nach unten)
- c) Krone, Abutment und Implantatkörper verbunden (von oben nach unten)

Grundsätzlich kann man zwischen ein- und zweiteiligen Implantatsystemen unterscheiden [31]. Das Abutment gliedert sich in einen koronalen prothetischen Aufbaupfosten zur Aufnahme einer Krone, Brücke oder Prothese und ein apikales transgingivales Übergangsstück, welches bei zweiteiligen Implantatsystemen (Abbildung 2) mit der Implantatfixtur über ein externes oder internes Gewinde kraft- und formschlüssig verschraubt ist. Bei einteiligen Systemen bilden Implantatkörper und Abutment ein Werkstück (Abbildung 3).



Abbildung 3: individualisierbares, einteiliges Keramikimplantat SDS1.0 [32]

Für die Einzelzahnversorgung kommen Aufbaupfosten in Form von Kronenstümpfen zum Einsatz. Anwendung finden sie in verschiedenen Variationen, gerade oder abgewinkelt, konfektioniert, individualisierbar oder individuell gefertigt. Für herausnehmbaren Zahnersatz befinden sich konfektionierte Retentionselemente, wie Kugelkopfanker, Lokatoren und Magnetverankerungen, sowie individuelle Stegkonstruktionen und Einzelzahnabutments für die Versorgung mit Teleskopkronen, auf dem Markt.

Anforderungen an ein Implantat-Abutment, sind nach Zipprich et al. [33]:

- einfache, fehlersichere Abutmentmontage im Mund
- hochpräzise Passung
- Rotationssicherung
- hohe Festigkeit gegenüber extraaxialen Kräften
- geringe Materialermüdung bei zyklischen Belastungen
- ausbleibende Lockerung

1.5 IMPLANTAT-ABUTMENT-VERBINDUNG

Die Stabilität der Verbindung zwischen Implantat und Abutment ist eine der wichtigsten Faktoren für den Erfolg von Implantat getragenen Zahnersatz. Die Herausforderung zweiteiliger Implantate aus Keramik ist der sichere Verbund zweier Keramikkörper, also Implantat und Abutment. Aus diesem Grund wurden zunächst fast ausschließlich einteilige oxidkeramische Implantate und zweiteilige Keramikimplantate mit prothetischen Aufbaupfosten aus Titan inseriert. Bei Einteiligen ragt nach der Implantatinserion der koronale Abutmentanteil in die Mundhöhle, so dass kein zweiter chirurgischer Eingriff indiziert ist. Man spricht von einer offenen Einheilung. Nachteilig dabei ist, dass eine Ruhigstellung der künstlichen Zahnwurzel in der Heilungsphase nur mit schützenden Hilfsmitteln möglich ist. Die Entwicklung zweiteiliger Keramikimplantate brachte den Vorteil der geschlossenen Einheilung und die große Variabilität individualisierbarer Abutments mit sich. Nachteilig bei zweiteiligen Implantat-Abutment-Verbindungen ist, materialunabhängig, dass Spalträume zwischen den Komponenten unvermeidbar sind und dass nach der Einheilung ein zweiter chirurgischer Eingriff zur Implantatfreilegung notwendig sein kann [34].

Nach wie vor weisen zweiteilige Implantat-Systeme aus ZrO_2 geringere Bruchlastwerte und damit verbunden häufiger Frakturen auf, als vergleichbare Implantatsysteme aus Titan [15, 35, 36].

Bei Implantat-Abutment-Verbindungen wird im Allgemeinen zwischen internen und externen Verbindungen unterschieden (Abbildung 4). Die externe Sechskant-Verbindung, entwickelt von Branemark, galt jahrzehntelang als „Goldstandard“. Auf Grund geringer Retention und damit verbundener Mikrobewegungen bis hin zur Schraubenlockerung [37] werden heute modifizierte Formen und in den letzten Jahren vermehrt interne Verbindungen verwendet. Diese zeigen laut Sailer et al. den stabilsten Verbund [38].

Ein anderes Unterscheidungsmerkmal ist die Passung von Implantat und Abutment zueinander. Dabei differenziert man zwischen Verbindungen mit Spielpassung, wobei nach dem Zusammenfügen ein Raum zwischen Implantat und Abutment bleibt und Verbindungen mit Gleitpassung mit einer hochpräzisen, nahezu spaltfreien Passung der Komponenten. Zusätzlich kann zwischen einer Stoßverbindung, bei der durch das Anziehen einer Verbindungsschraube die zwei senkrecht zur Implantatachse verlaufende Flächen

(prothetische Plattform des Implantats und Abutmentboden) zusammengepresst werden, und einer Konusverbindung mit einem Außenkonus am Abutment und einen Innenkonus am Implantat mit parallel zur Implantatachse verlaufenden und nach kranial konvergierenden, konischen Verbindungsflächen, unterschieden werden.



Abbildung 4: links: externe Sechskant-Verbindung, rechts: interne Implantat-Abutment-Sechskant-Verbindungen [39]

1.5.1 INDEX GEOMETRIE

Zur Rotationssicherung bei Belastung und zur besseren Positionierung verfügen die Verbindungsflächen über Indexes (Rotationssperren) in Form von Vierkant, Sechskant, Achtkant oder alternativ über Nuten-Nocken-Konstruktionen oder Sternkonturen [40]. Sie sind bei reinen Stoßverbindungen unerlässlich und werden auch bei konischen Verbindungen trotz der ausreichenden Lagesicherung durch Haftreibung und Selbsthemmung, eingearbeitet. Der Sechskant ist die am meisten verbreitete Indexform. 6-Punkt und 12-Punkt Sechskant sind Weiterentwicklungen des klassischen Hexagon, um die Variabilität des Abutmentpfostens zu erhöhen [41].

Hier ein Überblick der gängigsten Index-Geometrien externer und interner Indexes:

Externe Verbindungen: Externer Sechskant
 Externer Achtkant

Interne Verbindungen:

- Vierkant
- Sechskant
- Achtkant
- Tube-in-Tube (Nuten-Nocken-Verbindung)
- Stern-Kontur
- Konusverbindung mit Rotationssicherung

Vigolo et al. verglichen die Rotationswinkel von Sechskantverbindungen bei CAD/CAM gefertigten Abutments aus Titan, Zirkonium- und Aluminiumoxid. Das Abutment aus Al₂O₃ zeigte signifikante höhere Werte. Alle Abutments zeigten Rotationswinkel unter 3° [42].

Semper et al. berechneten die Rotationswinkel verschiedener Indexformen [43]. Dabei fanden sie heraus, dass die optimale räumliche Stabilität unter der Annahme von zweidimensionalen Indizes unter anderem durch eine bessere Passung von Implantat und Abutment, sowie durch die Minimierung der Fertigungsfehler erreicht werden kann. Außerdem sollte der Kontaktpunkt zwischen Implantat und Abutment den maximalen Abstand von der Rotationsachse haben. Der maximale Rotationswinkel wurde mit 3,7° berechnet. In Tabelle 2 sind die berechneten Rotationswinkel dem jeweiligen Implantatsystem zugeordnet.

Indexform	Implantatsystem	Rotationswinkel
Sechskant	Steri Oss	3,0°
Dodecagramm(Doppel-Sechskant)	Astra Tech	3,3°
Achtkant	Straumann	3,7°
Abgerundetes Polygon	Replace Select	1,9°
Kreis mit seitlich stabilisierenden Elementen	Camlog	1,4°

Tabelle 2: Berechnete Indexformen verschiedener Implantatsysteme mit den dazugehörigen Rotationswinkeln [43]

1.5.2 ABUTMENTMATERIALIEN IM VERGLEICH

Das meistverbreitete Abutment Material ist Titan, gefolgt von Zirkoniumdioxid [5]. Neben monolithischen Abutments wurden auch keramische Aufbaupfosten auf Titan-Klebebasen entwickelt. Dabei kommt es zu einer signifikanten Steigerung der Bruchlast [15, 44, 45]. Als keramisches Material dient hierbei Lithiumdisilikat, Al_2O_3 und ZrO_2 . Titanbasierte zweiteilige Abutments zeigten bessere Stabilitätswerte als einteilige Abutments aus Zirkoniumdioxid [46].

Neben der Funktion spielt auch die Ästhetik bei der Abutmentauswahl eine entscheidende Rolle. Ist die Mukosa dünner als 2 mm, ist aus ästhetischen Gründen, vor allem im Frontzahnbereich, ein Keramikabutment zu bevorzugen [47, 48]. Durch die Verwendung von Keramikabutments werden optisch bessere Ergebnisse erzielt als bei Abutments aus Titan. Bei Aufbaupfosten aus Keramik wird ein Grauschimmer im Gingivabereich vermieden und eine ansprechende Ästhetik nahe am natürlichen Zahn ist auch nach Rückgang des periimplantären (Weich-)Gewebes gewährleistet.

ZrO_2 - und Titanabutments weisen laut Degidi und Artese et al. eine vergleichbare Bioverträglichkeit auf [49]. Bei einer in-vivo Studie von Rimondini et al. zeigte ZrO_2 eine deutlich geringere bakterielle Besiedelung als Titan und eine damit verbundene geringere Anzahl an Entzündungsinfiltraten im periimplantären Weichgewebe [50]. Zirkoniumdioxid hat allgemein einen positiven Effekt auf das Implantat umgebende Gewebe.

1.5.3 BRUCHFESTIGKEIT VON ABUTMENTS

Neben Korrosionsbeständigkeit, Biokompatibilität, einer konstanten Retentionskraft, minimaler Plaqueadhäsion und ansprechender Ästhetik ist vor allem die mechanische Stabilität eines Abutments von großer Bedeutung [10].

Ein Zahn im Seitenzahngebiet ist einer mittleren maximalen Kaukraft von 250 N ausgesetzt [51]. Durch das fehlende parodontale Ligament bei Implantaten ist mit einem zusätzlichen Anstieg der maximalen Kaukraft, gegenüber einem natürlichen Zahn, zu rechnen [52].

Zahlreiche in-vivo Studien belegen eine vernachlässigbar geringere Stabilität von Zirkonabutments verglichen mit prothetischen Aufbaupfosten aus Titan. Die Ergebnisse einiger Untersuchungen sind nachfolgend zusammengefasst.

Sailer et al. werteten in ihrem Review über 13 Jahre Implantatversorgungen von mehr als 2000 Patienten aus. Untersucht wurden 4.807 Metallabutments und 166 Keramikabutments. Dabei konnten sie keinen signifikanten Unterschied bei der Fünfjahrüberlebensrate feststellen. Frakturbedingt versagte lediglich ein Keramikabutment [46].

In der Langzeitstudie von Zembic et al. wurden 31 Implantate im Front- und Prämolarenbereich mit Y-TZP Keramik Abutments und vollkeramischer Einzelkronenversorgung im Front- und Prämolarenbereich über ca. 11 Jahre in-vivo dokumentiert. Es konnten keine Abutmentfrakturen beobachtet werden. Es kam lediglich zu zwei Schraubenlockerungen [53].

Zahlreiche in-vitro Studien belegten hingegen eine signifikant geringere Bruchlast vollkeramischer Abutments gegenüber prothetischen Aufbaupfosten aus Titan.

Elsayed et al. verglichen in ihrer Studie die Bruchlast von keramischen Abutments gegenüber Hybridabutments auf Titanimplantaten nach thermodynamischer Alterung (1.200.000 Zyklen/ 50 N). Sie kamen zu dem Ergebnis, dass eine Titan-Basis, die von keramischen Abutments steigert. Am schlechtesten schnitten vollkeramische Zirkonabutments mit einer Bruchlast von 198 N ab. Einige Abutments frakturierten während der künstlichen Alterung [45].

Preis et al. testeten die Bruchlast von zweiteiligen, keramischen Implantat-Abutment-Systemen im Frontzahnbereich. Dabei verglichen Sie fünf verschraubte und ein geklebtes System. Als Referenzmaterial diente Titan. Nach der thermodynamischen Alterung (1.000.000 Zyklen/100N) zeigten die verschraubten Systeme höhere Frakturnraten sowie niedrigere Bruchlastwerte als das Referenzsystem aus Titan [35].

Spies et al. untersuchten die Bruchlast der drei folgend genannten vollkeramischen Implantatsysteme: Ziraldent FR1 (Metoxit AG, Thayngen, Schweiz).

Prototype (Cera_M GmbH, Wertheim, Deutschland) und Zeramex T (Dentalpoint AG, Zürich, Schweiz) ohne und mit vorheriger thermodynamischer Alterung (10.000.000

Zyklen/100N). Dabei stellten sie bei dem Implantatsystem Zeramex T nach der thermodynamischen Alterung bei fünf von acht Prüfkörpern Abutment Frakturen fest. Vergleicht man die Biegemomente beim statischen Bruchtest bei den Prüfkörpern, die zuvor einer thermodynamischen Alterung unterzogen worden, sind signifikante Unterschiede zwischen dem zweiteiligen, geklebten Implantatsystem Zeramex T (252 Ncm) sowie dem zweiteiligen, verschraubten System Prototyp (346 Ncm) und dem einteiligen Implantatsystem Ziraldent FR1 (399 Ncm) evaluierbar [36].

Alsahhafa et al. testeten ebenfalls die Bruchlast von vollkeramischen Abutments im Frontzahnbereich. Nach der thermodynamischen Alterung der Proben (1.200.000 Zyklen/50 N) zeigte das selbst gefertigte CAD/CAM-Abutment die geringste Bruchlast mit 95 N, gefolgt vom konfektionierten CAD/CAM-Abutment mit 314 N. Das Referenzabutment aus Titan brach bei 599 N. Sechs von 16 CAD/CAM gefertigten Abutments frakturierten während der thermodynamischen Alterung [14].

Stimmelmayr et al. verglichen die Bruchlast von vollkeramischen Abutments aus Zirkon gegenüber Zirkon-Hybrid-Abutments mit Titanbasis nach künstlicher Alterung (1.200.000 Zyklen/50 N). Als Referenzgruppe dienten Titanabutments. Dabei zeigten sich höchst signifikante Unterschiede bezüglich der Mittelwerte zwischen den vollkeramischen Aufbaupfosten (337 N) und dem Hybrid-Abutment (1000 N) bzw. dem Titanabutment (1296 N) [15].

Die Arbeitsgruppe Stimmelmayr et al. verglich die Bruchlast von Abutments aus reinem Zirkon und Hybridabutments unter abweichenden Versuchsbedingungen (100.000 Zyklen/120 N). Bei den untersuchten Abutments mit einem Durchmesser von 3,75 mm zeigten die Hybridabutments mit Titanbasis (1241 N) nach der thermodynamischen Alterung deutlich höhere Bruchlastwerte, im Vergleich zu monolithischen Zirkonabutments (526 N) [54].

1.5.4 URSACHEN FÜR DAS VERSAGEN DES IMPLANTAT-ABUTMENT-SYSTEMS

Neben dem Versagen des Implantat-Abutment-Systems durch einen Bruch von Abutment und/oder Implantat können weitere Faktoren zum Misserfolg der prothetischen Konstruktion beitragen.

Eine der häufigsten Ursachen für das Versagen der prothetischen Konstruktion ist die Lockerung der Abutmentschraube. Dieser Fehler kann in den meisten Fällen leicht behoben werden, hat jedoch einen nicht unerheblichen Einfluss auf den Erfolg der prothetischen Rekonstruktion und die Zufriedenheit des Patienten. Eine echte Komplikation stellt ein Bruch der Abutmentschraube dar, bei dem das Fragment aus dem Schraubenkanal des Implantates entfernt werden muss. Einfluss auf die Lockerung der Fixationsschraube haben vor allem die Implantat Abutment-Verbindung, Parafunktionen, der Restaurationstyp [55] sowie die damit einhergehende Materialermüdung, die Stärke der Biegebeanspruchung und Abnutzungserscheinungen. Sowohl an der Schraube als auch am Schraubengewinde [56, 57]. Pardal-Peláez und Montero verglichen in einem Review, in-vitro Studien zur Schraubenlockerung, nach dynamischer Ermüdungsprüfung bei internen und externen Verbindungen auf Einzelzahnimplantaten. Dabei kam es bei 16 % bis 39 % der Proben nach 1.000.000 Zyklen zu einer Lockerung der Abutmentschraube. Sie kamen zu dem Ergebnis, dass interne Verbindungen in Verbindung mit Morse Taper (8° Konus) den größten Widerstand gegenüber Schraubenlockerung bieten [58].

Trotz präziser Fertigung der Einzelteile entsteht an der prothetischen Schnittstelle zwischen Abutment und Implantat ein Mikropalt, welcher eine Prädilektionsstelle für die bakterielle Besiedlung darstellt [59]. Die daraus resultierenden periimplantären Entzündungsreaktionen können zu einem Implantatverlust durch Knochenrückgang führen [60, 61]. Je nach Belastung und Implantatsystem kann dieser bis zu 700 μm betragen [62]. Mikropalten konnten bei allen Verbindungstypen nachgewiesen werden [34]. Sie sind geringer bei konischen Implantat-Abutment-Verbindungen ($>45^\circ$). Diese Verbindungen können zu einer erhöhten Belastung des periimplantären Knochens führen, was durch massivere Abutmentwände und kleine Konizitätswinkel ($<15^\circ$) reduziert werden kann [63].

Das mit Abstand häufigste Material aus dem Verbindungsschrauben gefertigt werden ist Titan. Es besitzt eine hohe Festigkeit und ist biokompatibel. Zur Realisierung metallfreier Implantatsysteme wird vermehrt auf den hochtemperaturbeständigen Kunststoff PEEK (Polyetheretherketon) gesetzt, welcher sich ebenfalls durch eine gute Verträglichkeit auszeichnet. Er hat im Vergleich zu Titan eine signifikant niedrigere Festigkeit [64]. Ein alternatives Schraubenmaterial stellen hochgoldhaltige Legierungen dar. Sie sind korrosionsanfällig, kostenintensiv und finden äußerst selten Anwendung.

1.6 IMPLANTATKRONE

Zur form- und kraftschlüssigen Verbindung von Implantat, Abutment und Suprakonstruktion werden die Verbindungspartner verschraubt und/oder verklebt. Eine Verschraubung ist sehr zeitsparend und bietet den Vorteil, dass die Suprakonstruktion jederzeit abgenommen werden kann. Dies kann bei einer Lockerung oder Fraktur der Fixierungsschraube oder des prothetischen Aufbaus erforderlich sein. Auch zur Reinigung von Abutment und Implantatoberfläche ist die Abnahme der Krone von Vorteil. Ein Nachteil gegenüber dem Zementieren, ist die Ästhetik. Die Verschraubung erfolgt axial, von okklusal durch die Krone. Der Zugangskanal bleibt dabei nach Verschluss mit Komposit sichtbar. Zudem sind die Fertigungskosten höher und es können bei Brückenkonstruktionen Spannungen an der Konstruktion auftreten.

1.7 PERIIMPLANTÄRE GEWEBE

Periimplantäre Gewebe werden beeinflusst durch die Oberflächenstruktur der Implantate, die Lage des Interface zwischen Abutment und Implantat, die Abutmentpassung bzw. dessen Geometrie, die Art des Belastungsprotokolls, den Abstand der Implantate zueinander oder zu natürlichen Zähnen, den gingivalen Phänotyp oder einer Kombination der genannten Parameter untereinander [65]. Der Erfolg der Implantation hängt maßgeblich von der Güte des Verbundes zwischen Gingiva und Implantat ab.

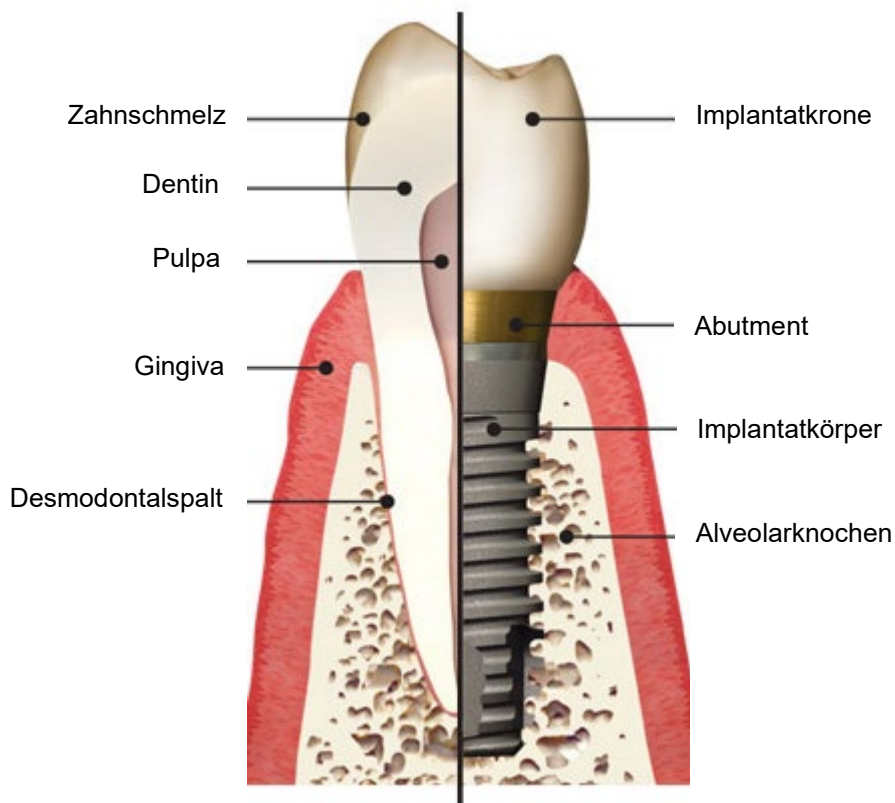


Abbildung 5: Schematische Darstellung und Vergleich von periodontalem (links) und perimplantärem Verbund (rechts) [66]

In Abbildung 5 ist der dentogingivale Komplex einer natürlichen Zahnwurzel und eines enossalen dentalen Implantats gegenübergestellt. Periimplantäre Gewebe zeigen eine andere anatomische Beschaffenheit als die, natürlicher Zähne. Bei künstlichen Zahnwurzeln fehlt das parodontale Ligament, wodurch die Osseointegration einer Ankylose ähnelt. Durch das Fehlen des Wurzelzements verlaufen die desmodontalen Fasern im Bereich des Implantathalses und Abutments parallel zur Implantatoberfläche. Sie bilden keinen dichten Verschluss aus kollagenen Fasern wie beim natürlichen Zahn. Vielmehr entsteht um den Implantathals eine 2 mm lange Epithelbarriere („bindegewebiger Narbenring“), welche mit der Implantatoberfläche verbunden ist. Bei sehr guter Mundhygiene kann sie das Eindringen von Keimen langfristig verhindern [67, 68]. Bei einteiligen transgingivalen Implantaten finden sich ähnliche Weichgewebsdimensionen wie beim natürlichen Zahn. Nach der Insertion zweiteiliger Implantate kommt es hingegen zu einer Verdickung der bindegewebigen Kontaktfläche und damit zu einer Erhöhung der biologischen Breite im Vergleich zu einteiligen [69, 70].

1.7.1 EINFLUSS DER SPALTBILDUNG AUF PERIIMPLANTÄRE GEWEBE

Bei zweiteiligen Implantaten existiert ein Verbundspalt am Übergang vom Implantat zum Abutment, welcher durch einen Pfeil in Abbildung 6 markiert ist. An dieser „Schwachstelle“ finden, durch physiologische Krafteinwirkung auf die Suprakonstruktion, Mikrobewegungen statt [71]. Durch Besiedlung dieses Bereichs mit Mikroorganismen entsteht ein Bakterienreservoir. Folglich kann sich eine Mukositis manifestieren, woraus sich eine Periimplantitis entwickeln kann, welche mit Knochenabbau einhergeht.

1.7.2 PLATFORM SWITCH

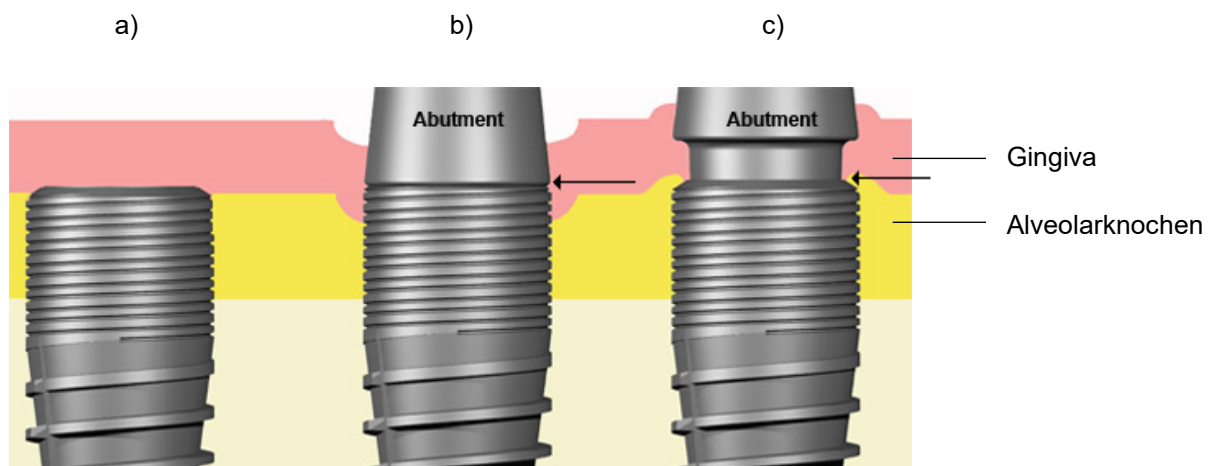


Abbildung 6: Implantatkörper inseriert (a); Implantatkörper mit Standard Abutment (b) ; Implantatkörper mit Platform Switch Abutment (c) [72] die Lage des Verbundspalts ist durch zwei Pfeile markiert (b,c)

Wird ein Abutment mit kleinerem Durchmesser auf einem Implantat mit größerem Durchmesser verwendet, spricht man von Platform Switch (Abbildung 6c). Es bewirkt eine Verschiebung des Interfaces zwischen Implantat und Abutment nach medial, indem das Abutment nicht auf der Außenkante aufsitzt, sondern nach zentral versetzt liegt. Der potenziell bakteriell besiedelte Mikropalt im Implantat-Abutment-Interface rückt von der biologisch relevanten Knochenkante weg. Zahlreiche Studien kamen zu dem Ergebnis, dass sich Platform Switch positiv auf das periimplantäre Weichgewebe auswirkt und Knochenabbau minimiert [73–78].

1.7.3 OSSEOINTEGRATION BEI KERAMIKIMPLANTATEN

Osseointegration bezeichnet eine direkte Verbindung zwischen Implantat und dem umgebenden Knochen. Branemark beschrieb zuerst den Begriff der Osseointegration. Er fand bei Titanimplantaten unter dem Lichtmikroskop einen direkten Knochen-Implantat-Kontakt [28]. Mit einer Studie am Tier untersuchten Berglundh et al. die Knochenumbauvorgänge nach Implantation zwischen zwei und zwölf Wochen. Dabei machten sie bei Titanimplantaten folgende Beobachtungen [67]: Direkt nach der Implantation bildete sich ein Blutgerinnsel, in welches Entzündungszellen infiltrierten. Die Primärstabilität in der initialen Phase entsteht durch engen Knochen-Implantat-Kontakt. Ein paar Tage später wurde das Koagulum durch Granulationsgewebe mit bindegewebsbildenden Zellen durchsetzt. Der Prozess der Knochenbildung begann bereits während der ersten Woche. Der neu gebildete Geflechtknochen schien fast alle Oberflächenbereiche des Titans zu besetzen. Vier Wochen später war das Knochengewebe neben der Implantatwand von Osteoblasten umgeben und mit reich vaskularisierter vorläufiger Matrix bedeckt. Nach sechs Wochen waren große Bereiche des neu gebildeten Knochens durch das Auftreten von primären und sekundären Osteomen gekennzeichnet. Der mineralisierte Knochen lag in engem Kontakt zur Implantatoberfläche. Im Laufe der achten bis zwölften Woche erfolgte der Umbau des Geflechtknochens, wobei der mineralisierte Knochen vom Knochenmark umgeben war [67]. Keramikimplantate weisen ein histologisch und ultrastrukturell vergleichbares osseointegratives Verhalten auf wie Titanimplantate [79, 80]. Auch Kohal et al. evaluierten in Ihrer Studie, dass es keinen signifikanten Unterschied zwischen Titan- und Zirkoniumdioxid-Oberflächen, bezüglich des Knochen-Implantat-Kontaktes, gibt [81]. Beide Materialien sind biokompatibel und osteoinduktiv. In einer in-vivo Studie am Menschen konnte von Scarano et al. zudem nachgewiesen werden, dass ZrO_2 ein geringeres bakterielles Kolonisationspotential als Titan aufweist [82].

2 ZIEL DER STUDIE UND FRAGESTELLUNG

In dieser in-vitro Studie wurde die Stabilität von drei unterschiedlich verschraubten vollkeramischen Abutments in zweiteiligen Zirkoniumdioxid-Implantaten untersucht. Ziel der Untersuchungen war es das Frakturverhalten des SDS2.0 Implantatsystems der Firma Swiss Dental Solutions (SDS), insbesondere der vollkeramischen Abutments, zu überprüfen. Weiterhin sollten die Auswirkungen der künstlichen Alterung auf die drei verschiedenen Schraubenmaterialien Titan, Gold und PEEK untersucht werden. Es stellte sich die Frage, wie zuverlässig und exakt die Verschraubung in den getesteten Implantaten ist und welches Material für Zirkoniumdioxid-Abutments in Zirkoniumdioxid-Implantaten vorteilhaft wäre.

In einem Vorversuch wurden die Rotationswinkel der Abutments innerhalb der Implantatfixturen bestimmt.

Die Arbeitshypothesen lauteten:

1. Das Rotationsverhalten vollkeramischer Abutments in vollkeramischen Implantaten sei gleichwertig wie das Rotationsverhalten von Titanabutments in Titanimplantaten.
2. Die Stabilität der Implantat-Abutment-Verbindung sei unabhängig vom verwendeten Schraubentyp.
3. Verschraubte Zirkonoxidabutments in Zirkonoxidimplantaten seien genauso stabil wie Titanabutments in Titanimplantaten.

3 MATERIAL UND METHODE

3.1 ÜBERSICHT

Untersucht wurde die Stabilität von vollkeramischen Abutments in zweiteiligen Keramikimplantaten mit drei unterschiedlichen Schraubenmaterialien. Es wurden 36 Implantat-Abutment-Prüfkörper hergestellt, wobei je zwölf mit Titanschrauben (T1-T12), zwölf mit Goldschrauben (G1-G12) und zwölf mit PEEK-Schrauben (P1-P12) verbunden wurden. Als prothetische Aufbauten dienten 36 identische CAD/CAM gefertigte vollkeramische Kronen. Als Vorlage diente der erste, obere Prämolare links (Zahn 24). Durch Einbettung der Implantate in einen Quader aus Epoxidharz entstanden 36 Belastungsproben. In Abbildung 7 ist das Implantatsystem SDS2.0 von Swiss Dental Solutions mit und ohne Suprakonstruktion zu sehen.

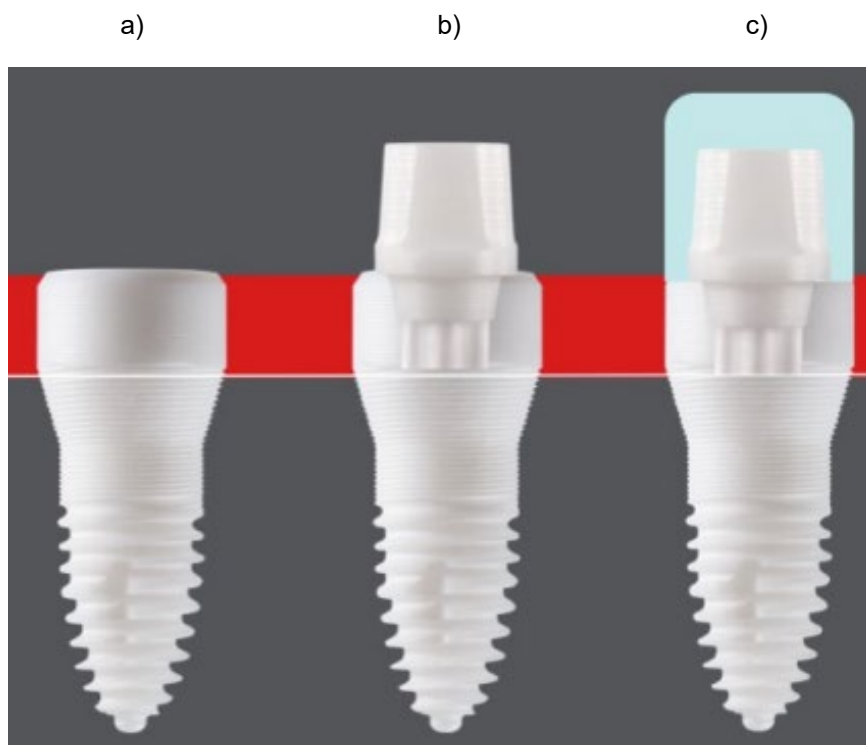


Abbildung 7: SDS2.0 Implantatsystem [83]

a) SDS2.0 Implantat

b) SDS2.0 Implantat mit Standardabutment

c) SDS2.0 Implantat mit Standardabutment und schematisch dargestellter Suprakonstruktion

Die 36 Prüfkörper setzten sich wie folgt zusammen:

T1-T12: Implantat + Abutment verbunden durch Titanschraube + Suprakonstruktion

G1-G12: Implantat + Abutment verbunden durch Goldschraube + Suprakonstruktion

P1-P12: Implantat + Abutment verbunden durch PEEK-Schraube + Suprakonstruktion

Abutments, Implantate und Verbindungsschrauben wurden von der Firma Swiss Dental Solutions zur Verfügung gestellt. (Abwicklung über das Drittmittelkonto mit der Nummer 82672009 der LMU München, Medizinische Fakultät)

3.2 SDS2.0 IMPLANTATSYSTEM

3.2.1 SDS2.0 IMPLANTAT

Das SDS2.0 ist ein vollkeramisches zweiteiliges Implantat, welches in Abbildung 8 dargestellt ist. Es wurde 2012 auf dem Markt eingeführt. Die in dieser in-vitro Studie verwendeten Implantate hatten die Maße 3,8 x 14 mm. Sie wurden aus der Zirkoniumdioxid-Legierung Y-TZP HIP mit mikroangerauter „SLA-ähnlicher“ Oberfläche gefertigt (additiv mit Zirkonoxid gestrahlt).

Das SDS2.0 (Abbildung 8) hat ein stufenförmiges, parabolisches Design. Es verläuft von der prothetischen Plattform aus zunächst 3 mm zylinderförmig. Dieser Teil wird als „Tulpe“ bezeichnet. Apikal der glatt polierten Implantatschulter, weist die Tulpe eine gewisse Rauigkeit in Form von horizontal verlaufenden Rillen auf. Im angrenzenden Bereich des Mikrogewindes verjüngt sich das Implantat, um dann erneut zylindrisch zu verlaufen und sich im unteren Implantatdrittel erneut zu verjüngen. Der obere Bereich des Implantatgewindes, welcher sich im Bereich des kortikalen Knochens befindet, besitzt ein Mikrogewinde von 0,04 mm Tiefe. Im apikalen, knochenverdichtenden Bereich hat es ein selbstschneidendes, stufenförmiges Dynamic Thread Gewinde mit 2,5-facher Gewindetiefe, um eine möglichst große Oberfläche zu generieren und die Primärstabilität zu erhöhen. Das SDS2.0 war in den Durchmessern 3,8, 4,6 und 5,4 mm verfügbar. Die Tulpenbreite (prothetische Plattform) der 3.8 mm Implantate beträgt 5.0 mm. Die Implantatkörper waren in den Längen 8,0, 11,0 und 14,0 mm erhältlich. Die Innengeometrie kann als

Stoßverbindung, kombiniert mit einem kurzen internen Konus, beschrieben werden. Die Implantat Fixtur verjüngt sich von der Implantatschulter aus zu einem größten Innendurchmesser von 3 mm. Nach apikal ist die parallelwandige, interne Implantat-Abutment-Verbindung als modifizierter Sechskant in Form eines Sechssterns gestaltet. Unterhalb schließt sich der Schraubenkanal an.

Das SDS2.0 3,8 mm Implantat war laut Herstellerangaben indiziert im teilbezahnten oder zahnlosen Kiefer, um zusammen mit der Suprakonstruktion eine ästhetisch und funktionell ansprechende Situation herzustellen. Es war als Einzelzahnimplantat für obere laterale und untere Inzisivi, sowie Prämolaren und verblockte Implantatkonstruktionen zugelassen [83].

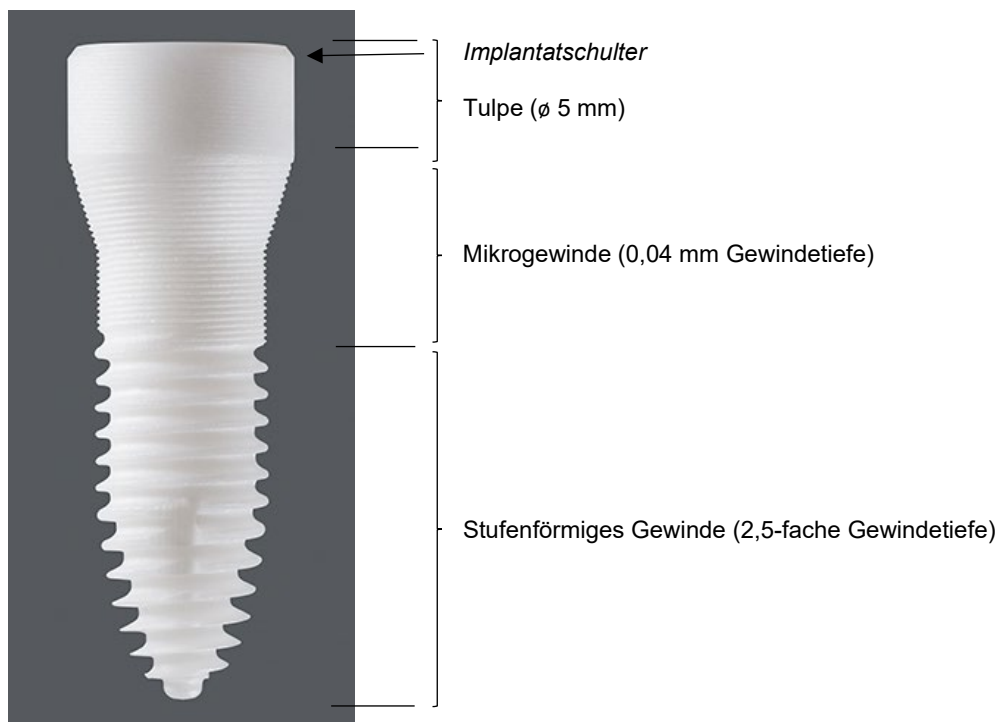


Abbildung 8: SDS2.0 Implantat 3,8 x 14 mm [32]

3.2.2 SDS2.0 ABUTMENTSYSTEM

Die Firma SDS bot 2013 passend zu dem Implantat SDS2.0 Standard Abutments und Platform Switch Abutments an. Alle Abutments waren, wie die Implantate, aus TZP-Keramik gefertigt. Die geraden Standard Abutments wurden in den Höhen 3 und 4,5 mm angeboten. Eine Individualisierung war möglich. Platform Switch Abutments gab es in den Ausführungen Crown Abutments, individuelle Abutments, Multiunit Abutments sowie Locator Abutments. Crown Abutments standen als gerade (1,5 und 3 mm Gingivahöhe) und 15° abgewinkelte Abutments zur Verfügung [83]. Bei dieser Studie wurden gerade 1,5 mm Crown Abutments verwendet. Dieses ist in Abbildung 9 mit einem Pfeil markiert.

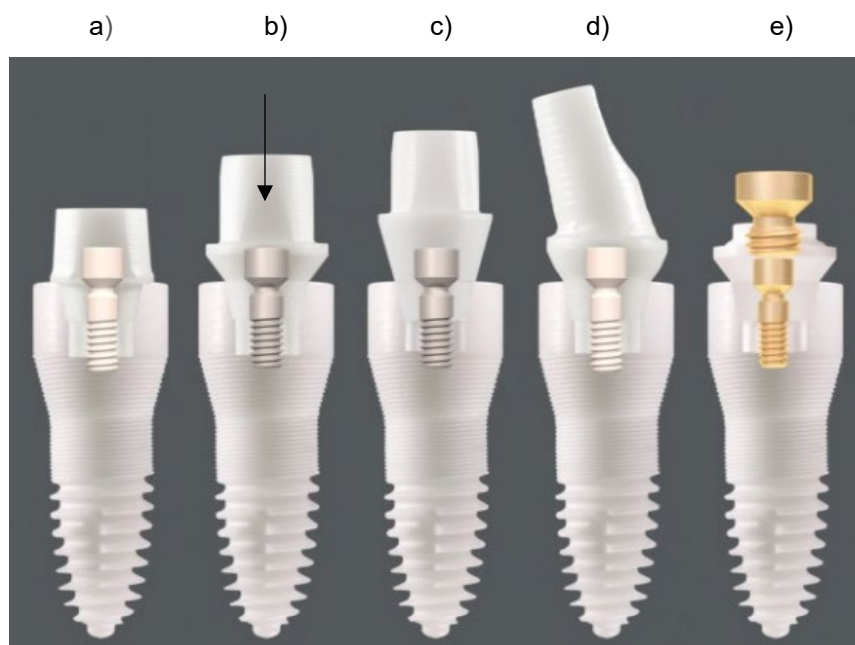


Abbildung 9: SDS2.0 Implantatsystem [83]

- a) Implantat mit Standardabutment und PEEK-Schraube
- b) Implantat mit Crown Abutment (1,5 mm) und Titanschraube
- c) Implantat mit Crown Abutment (3 mm) und Titanschraube
- d) Implantat mit abgewinkeltem Abutment (15°) und PEEK-Schraube
- e) Implantat mit Multiunit Abutment (1,5 mm) und Goldschraube

Der Implantat Index ist ein modifizierter interner Sechskant mit Sternkontur. Der nach dem Einsetzen intrainplantäre Abutmentteil hat im oberen Teil eine konische und im unteren Teil eine parallelwandige, dem Interface des Implantats angepasste, Form eines modifizierten Sechskants.



Abbildung 10: zweiteiliges Implantatsystem SDS2.0 mit Standard Abutment und PEEK-Schraube [32]

3.2.3 SDS2.0 VERBINDUNGSSCHRAUBEN

Die Verbindungsschrauben wurden in denen von SDS angebotenen Materialien Titan, Gold und dem thermoplastischem Kunststoff PEEK zur Verfügung gestellt (Abbildung 11b) Die Schraube greift etwa $2\frac{1}{2}$ Gewindegänge in den Implantatkörper. Die Gold- und Titanschrauben wurden mit dem vom Hersteller angegebenen Drehmoment von 15 Ncm angezogen. Die PEEK-Schrauben durften mit einem maximalen Drehmoment von 10 Ncm Drehmoment angezogen werden [84].

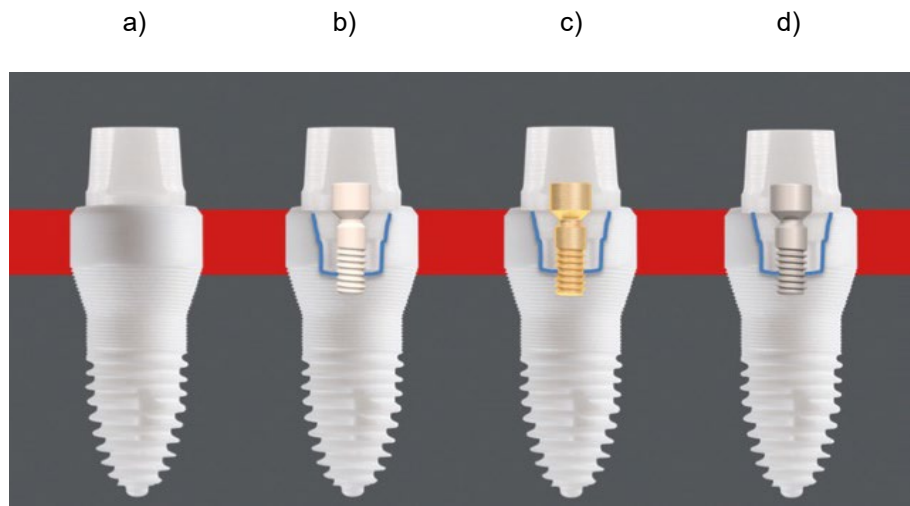


Abbildung 11: SDS2.0 Implantatsystem mit Standardabutment (a)

b) Verbindungsschraube aus PEEK

c) Verbindungsschraube aus Gold

d) Verbindungsschraube aus Titan [83]

3.3 HERSTELLUNG DER PRÜFKÖRPER

36 Implantate wurden wie folgt beschrieben in einen Quader eingebettet und mit Abutments, Schrauben und Suprakonstruktionen versehen.

3.3.1 HERSTELLUNG DER SILIKON GUSSFORMEN

Zunächst wurden sechs Gussformen für die Herstellung der Prüfkörperhalterung aus Silikon gefertigt. Dazu wurde ein Holzquader auf die Maße 1,5 x 2,6 x 1,4 cm zugeschnitten. Darin wurde ein Implantat in einem vorgebohrten Loch mittels eines Parallelogramms mittig und horizontal zur Quaderwand so ausgerichtet und mit Klebewachs (Supradent, Oppermann-Schwedler, Bonn, Deutschland) im Holzquader fixiert, dass von der Implantatschulter aus 3 mm des Implantates bis zum simulierten krestalen Knochenrand (=Kante des Holzquaders) frei lagen. Die Ausrichtung des Implantats erfolgte anhand der Fixtur, so dass die bukkale Fläche der späteren Krone zur langen Seite der Silikonhohlform zeigte. Zur späteren Fixierung des Holzquaders mit Implantat in der Silikonform wurde dieses im Anschluss mit einem SDS Abformpfosten mittels einer Abformpfostenschraube verbunden. Der Abformpfosten in Verbindung mit der extra langen Schraube und dem Implantat SDS2.0 ist

in Abbildung 12 illustriert. Die hölzerne Prüfkörperhalterung, mit dem Implantatkörper und dem verschraubten Abformpfosten, wurde mittig in eine zylinderförmige Plastik-Hohlform gestellt und die Ränder der Hohlform mit Klebewachs (Supradent) an der Unterlage fixiert, um ein Auslaufen zu verhindern. Nach dem Anmischen von Silikon (Adisil blau 9:1, Siladent Dr.Böhme & Schöps, Goslar, Deutschland) in einem Anmischbecher für Vakuumanrührgeräte (Renfert, Hilzingen, Deutschland) wurde die Plastik-Hohlform mit dem flüssigen Silikon aufgefüllt. Auf diese Weise wurden sechs Hohlformen gefertigt. Zu beachten war, dass die Schraube aus dem Silikon ragen musste, um sie nach dem Abbinden des Silikons problemlos lösen zu können. Die nach bukkal ausgerichteten Seiten der Gussformen wurden mit einem wasserfesten Stift durch einen Strich markiert, um später die exakte Position des Implantats kontrollieren zu können. In Abbildung 13 ist die fertige Silikon Gussform mit eingebettetem Implantat dargestellt.



Abbildung 12: SDS Abformpfosten mit Abformpfostenschraube aus PEEK verschraubt mit SDS2.0 Keramikimplantat [83]

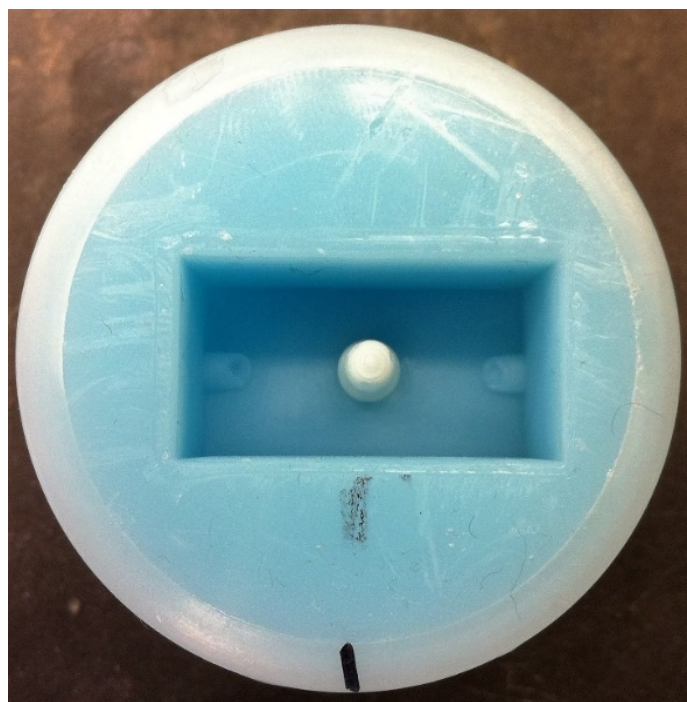


Abbildung 13: Silikon-Hohlform mit fixiertem Implantat und Markierungsstrichen, Ansicht auf das Implantat von basal

3.3.2 EINEBETTUNG DER IMPLANTATKÖRPER IN EPOXIDHARZ

Mit den so entstandenen Gussformen wurden die 36 Implantate nach Prüfnorm DIN EN ISO 14801, unter Bedingungen des ungünstigsten Falls, mit einem Abstand von 3 mm vom nominellen Knochenrandes zur Implantatschulter, in Epoxidharz, bestehend aus den Komponenten DPC-Laminierharz LT 2 und DPC-Härter LN (Duroplast-Chemie Vertrieb, Neustadt/Wied, Deutschland), eingebettet. Das dafür verwendete Epoxidharz wies ein Elastizitätsmodul von 3450 MPa auf, was den mindestens geforderten 3 GPa, gemäß Knochenklasse III [85], entsprach und damit den Anforderungen der angewandten DIN Norm ISO 14801 [86]. Vor dem Einbetten wurden die Implantate in den Gussformen über je einen Abformpfosten und eine dazugehörige Schraube fixiert. Mit Hilfe der Markierungen an den Implantaten und den Silikonformen wurde der exakte Sitz kontrolliert. Danach wurden die entsprechenden Anteile beider Komponenten des Harzes, laut Herstellerangaben, mit einem Spatel vorsichtig vermischt, und langsam in die sechs Silikonhohlformen gegossen, bis diese vollständig gefüllt waren. Nach dem Aushärten über Nacht wurde dieser Vorgang fünf Mal wiederholt bis 36 Prüfkörper entstanden waren.

3.3.3 IPS E.MAX CAD KRONE

Die Herstellung der Kronen lässt sich grob in das Scannen des Abutments, das Konstruieren der Krone am Computer (CAD), den Fräsvorgang (CAM), sowie das Brennen gliedern.

Zur Fertigung der prothetischen Suprakonstruktionen wurden 36 identische Lithium-Disilikat-Glaskeramikkronen aus CAD-Blöcken (IPS e.max, LT A3 / I12, Ivoclar Vivodent, Schaan, Lichtenstein) mittels der Dentsply Sirona CAD/CAM Technologie (Dentsply Sirona, Pennsylvania, USA) erstellt und anschließend gefräßt. Als Vorlage diente der erste obere Prämolare links. Dazu wurde der intrakoronale Teil eines Abutments mit dem dazugehörigen Streifenlichtscanner (inEos, Dentsply Sirona) digital erfasst und aufgrund der eventuell abweichenden Abutment-Durchmesser Zementfugen, sogenannte Spacer, von 80 µm gewählt. Beim Aufpassen der Kronen auf die Abutments stellte sich heraus, dass einige Abutments einen zu großen Umfang hatten und die Kronen in Folge dessen nicht aufgepasst werden konnten. Für die übrigen Abutments wurden die Spacer der Kronen, in 10 µm Schritten, vergrößert. Um alle Abutments mit einer Suprakonstruktion versehen zu können, musste der Spacer final bis auf 130 µm erhöht werden. Dadurch konnte

gewährleistet werden, dass alle Kronen passgenau auf den Abutments saßen. Nach dem Designen der Krone am Computer mit Hilfe einer Software (inLab SAD SW 10.0, Dentsply Sirona), wurde der CAD-Block aus vorgesinterter Lithium-Disilikat Glaskeramik (IPS e.max, Ivoclar Vivodent) in eine Fräsmaschine (inLab MC XL, Dentsply Sirona) eingespannt und der Fräsvorgang gestartet. Dieser wurde bei den restlichen 35 Kronen wiederholt. Die CAD/CAM-Fräsmaschine, sowie ein beispielhaft dargestellter CAD-Block, sind in Abbildung 14 und 15 dargestellt.



Abbildung 14: Fräsmaschine Sirona inLab MC XL



Abbildung 15: IPS e.max CAD Lithium-Disilikat Block [87]

Nach dem Fräsen wurden die Anstiftungsstellen mit Diamantschleifern und Gummipolierern (Komet, Brasseler, Lemgo, Deutschland) geglättet, die Basalfläche der Kronen-Rohlinge mit einer Brennhilfspaste (IPS Object Fix Putty, Ivoclar Vivodent) aufgefüllt und Pins (IPS e.max CAD Crystallization Pins, Ivoclar Vivodent) eingedrückt. Mit einem mit Wasser benetzten Pinsel wurde die Brennhilfspaste am Pin und am Kronenrand adaptiert. Rückstände der Paste auf der Außenfläche der Restaurationen wurden sorgfältig entfernt. Als Vorbereitung des Glasierens wurden die Kronenoberflächen mit einem Spray (IPS e.max CAD Cristall/Glaze, Ivoclar Vivodent) in mehreren Schritten besprüht bis sie gleichmäßig benetzt waren. Vor dem Brennen wurden je vier Restauration gleichzeitig, wie in Abbildung 16 zu sehen, auf einem Kristallationstray (IPS e.max CAD Crystallization Tray, Ivoclar Vivodent) so platziert, dass der Abstand zueinander möglichst gleich groß war.

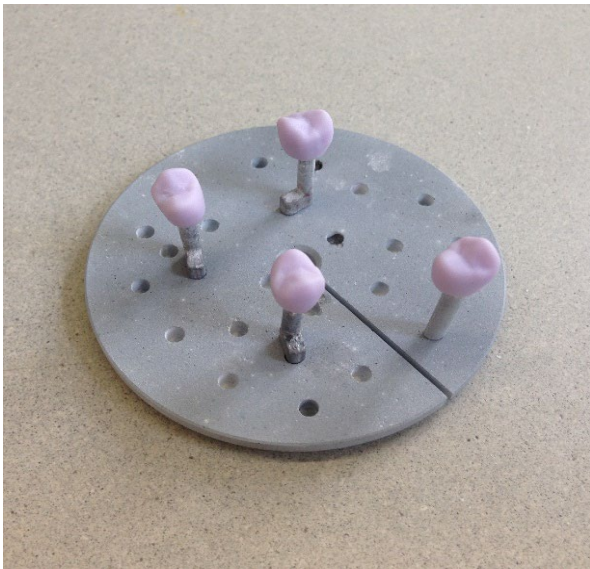


Abbildung 16: Mit Cristall/Glaze Spray benetzte Kronen fixiert mit IPS e.max CAD Crystallization Pins auf dem IPS e.max CAD Crystallization Tray, vor dem Brand

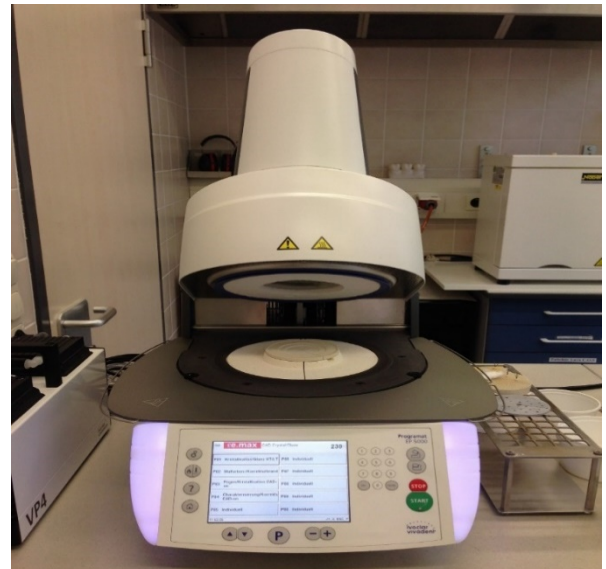


Abbildung 17: Brennofen Programat EP 5000

Die Kronen wurden nach Herstellerangaben in einem Brennofen (Programat EP 5000, Ivoclar Vivodent) (Abbildung 17) im Kombinationsbrand gleichzeitig kristallisiert und glanzgebrannt. Nach dem Abkühlen und Entfernen der Brennhilfspaste schloss sich die Reinigung der Kronen im Wasserbad mit Ultraschall an.

3.3.4 BEFESTIGUNG DER IMPLANTATAUFBAUTEN

Die Abutments wurden mit den eingebetteten Implantaten der 36 Prüfkörper verschraubt, die entsprechenden Beschriftungen eingraviert und mit einem wasserfesten Stift nachgezogen (Abbildung 18).

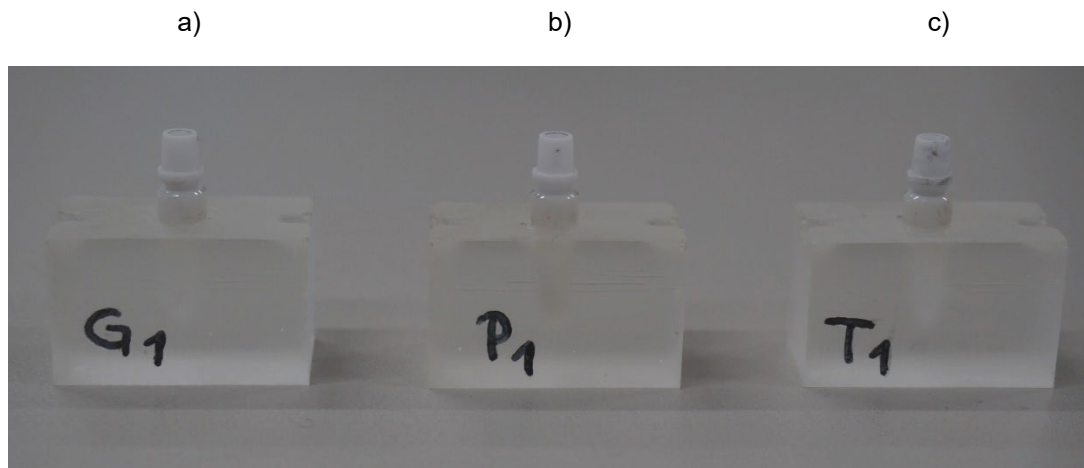


Abbildung 18: Prüfkörper aus Epoxidharz mit eingebetteten Implantaten und verschraubten Abutments

- a) Prüfkörper mit Goldschraube
- b) Prüfkörper mit PEEK-Schraube
- c) Prüfkörper mit Titanschraube

Für den Rotationsversuch wurden die Abutments zunächst durch vorsichtiges Anschrauben auf den Implantaten fixiert und dadurch mit den Prüfkörper verbunden. Die PEEK-Schraube des Prüfkörpers P12 brach dabei ungefähr in der Mitte des Gewindes. Daraufhin schied diese Probe von weiteren Tests aus.

Die nach der Durchführung des Rotationsversuchs anschließende feste Verschraubung von Implantat und Abutment für die Ermüdungsprüfungen erfolgte mittels eines Drehmomentschlüssels gemäß dem vom Hersteller angegebenen Drehmoment. Die elf verbliebenen PEEK-Schrauben wurde zunächst mit einem Anzugsmoment von 10 Ncm befestigt. Dabei kam es zum Bruch des oberen, den Sechskant fassenden Teils einiger Schraubenköpfe. Beim vorsichtigen Verschrauben der restlichen Schrauben mit der Hand, kam es auch dabei zur Fraktur der Schraubenköpfe. Abbildung 19 zeigt die ungefähre Frakturlinie der PEEK-Schrauben beispielhaft an einer Goldschraube. Der Schraubendreher fassende, frakturierte Teil der Schrauben wurde entfernt. Der apikale Anteil des Schraubenkopfes sowie der Gewindeanteil blieben intakt und verblieben in situ. Die Abutments waren fest mit dem Implantat verankert, sodass der Versuch bei diesen Proben fortgesetzt werden konnte. Die Schrauben aus Gold und Titan wurden mit dem vom Hersteller definierten Drehmoment von 15 Ncm angezogen.

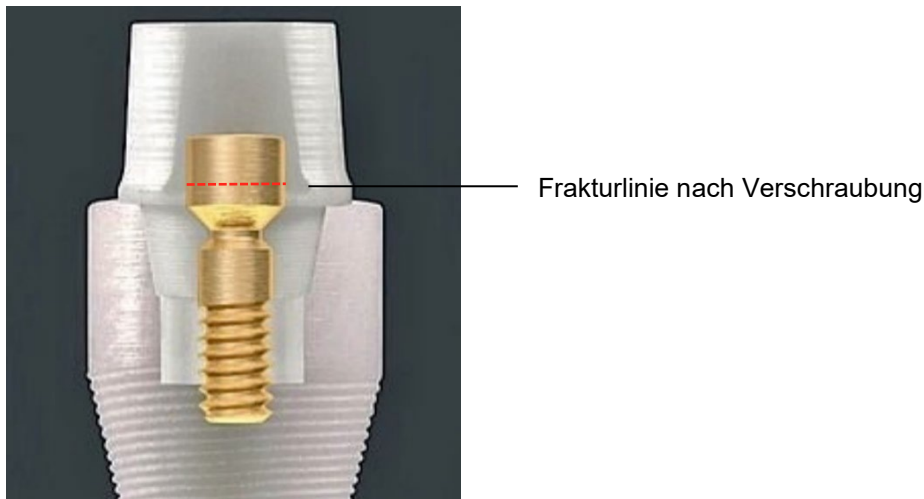


Abbildung 19: Sitz der Implantatschraube aus Gold nach Verschraubung mit dem SDS2.0 Implantatsystem [88]; Frakturlinie rot gestrichelt

3.3.5 ZEMENTIEREN DER SUPRAKONSTRUKTIONEN

Nach dem Verschluss der Abutment-Schraubenkanäle mittels erwärmten Guttapercha-Spitzen (roeko, Coltene Holding, Altstätten, Schweiz) wurden die Kronen auf den 35 verbleibenden Prüfkörpern zementiert.

Das Zementieren der Kronen auf den Abutments erfolgte mit einem selbstätzenden, dual härtenden Befestigungszement (SpeedCEM Plus, Ivoclar Vivodent). Dazu wurden die zugänglichen Abutmentbereiche sowie die Kronen mit Isopropanol (99,9%) gereinigt und getrocknet. Die Innenflächen der Kronen wurde mit fünfprozentiger Flusssäure (IPS Ceramic Ätzel, Ivoclar Vivodent) für 20 Sekunden geätzt, danach sorgfältig mit Wasser abgespült und mit einem Luftbläser getrocknet. Im Anschluss wurden selbige Flächen mit Haftvermittler (Monobond Plus, Ivoclar Vivodent) benetzt. Nach einer Einwirkzeit von mindestens 60 Sekunden wurden eventuell vorhandene Überschüsse verblasen. Die Krone wurde mit Befestigungszement (SpeedCEM Plus, Ivoclar Vivodent) befüllt und der prothetische Aufbau langsam, mit wenig Druck auf das Abutment gesetzt. Die Überschussentfernung erfolgte mit Hilfe eines Kunststoffpellets und einer Pinzette. Anschließend wurde die Klebefuge versäubert. Zum Aushärten wurden die Kronen fünf Minuten mit einer Klemme auf den Prüfkörpern fixiert, dabei setzte ein Arm auf der

Unterseite des Prüfkörpers und der Zweite auf der Kaufläche der Krone an. Der fertiggestellte Prüfkörper mit zementierter Krone ist in Abbildung 20 dargestellt.

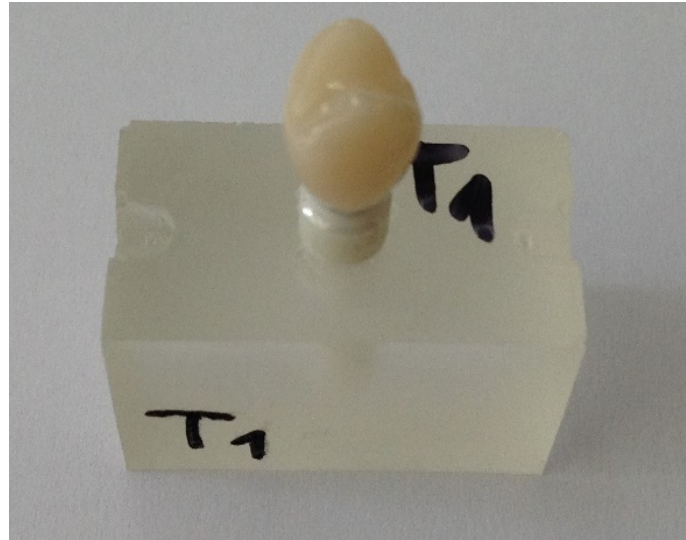


Abbildung 20: Prüfkörper bestehend aus Epoxidharz mit eingebettetem Implantatkörper, Abutment, Titanschraube und zementierter Suprakonstruktion

3.4 VERSUCHSDURCHFÜHRUNG

3.4.1 ROTATIONSVERSUCH

In einem Vorversuch wurden 35 Prüfkörper vor dem festen Verschrauben der Abutments und dem Zementieren der Kronen einem Rotationsversuch unterzogen. Dieser Vorversuch diente dazu, die Passgenauigkeit zwischen Implantat und Abutment zu untersuchen. Es wurden die Rotationswinkel beim Anlegen einer Kraft in Richtung der Rotationsbewegung berechnet. Die Rotation erfolgte dabei um eine feste Achse, welche durch die Implantat-Abutment-Verbindung vorgegeben war.

Der Versuchsaufbau (zur Verfügung gestellt von Miriam Teufenhart [89]), wie in Abbildung 21 illustriert, bestand aus zwei Holzbrettern, welche T-förmig zueinander angeordnet waren. Dabei lag das eine Brett horizontal, das Zweite setzte im 90° Winkel an und war vertikal

aufgerichtet. Auf dem horizontalen Brett war am unteren Ende eine Halterung aus knetbarem Silikon (Supersil extrahart, Dental Kontor, Stockelsdorf, Deutschland) für den Prüfkörper angebracht. Am anderen Ende befand sich ein Laserpointer mit einer Haltevorrichtung. Der Laserstrahl war dabei in Richtung der Prüfkörperhalterung ausgerichtet. Auf dem vertikal ausgerichteten Brett waren zentral zwei Maßbänder fixiert, welche ihren gemeinsamen Nullpunkt in Verbindung der Linie des Lasers hatten. Für diesen Versuch relevant war nur die vom Nullpunkt aus gesehen rechte Seite, in welche die Rotation der Abutments erfolgte. Eine schematische Darstellung des Versuchsaufbaus ist in Abbildung 23 illustriert.

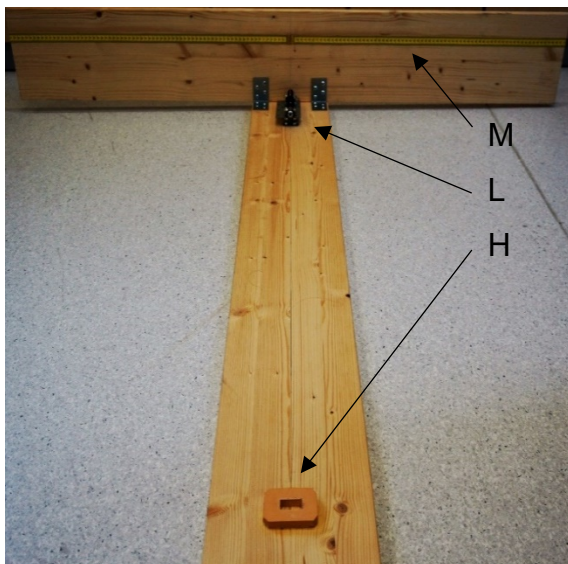


Abbildung 21: Versuchsaufbau Rotationsversuch; horizontales Holzbrett mit darauf befestigter Prüfkörperhalterung (H) und Laserpointer mit Halterung (L); vertikales Holzbrett mit Maßband (M)

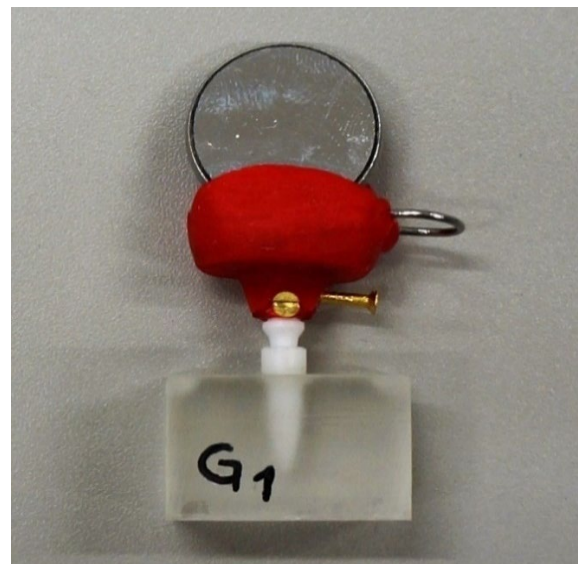


Abbildung 22: Prüfkörper mit aufgestecktem, verschraubtem Abutment, darauf der Spiegel-Aufbau bestehend aus Aufbaukörper, Rundspiegel, Öse und zwei Stellschrauben

Aus einem lichthärtenden Modelierkunststoff (Pattern Resin LS, GC Corporation, Tokyo, Japan) wurde ein Abutment-Aufbau (Abbildung 22) gefertigt, welcher einen Mundspiegel (HS-Maxima, Henry Schein, Melville, USA) von 2 cm Durchmesser, zur Reflektion des Laserstrahls, hielt. Der Ansatz für den Spiegelgriff wurde zuvor mit einer Trennscheibe (Komet) entfernt. Eine im Kunststoffkörper fixierte Metallöse bildete den späteren Angriffspunkt eines Zugkraftmessgeräts (Kern Hängewaage, Kern und Sohn, Balingen,

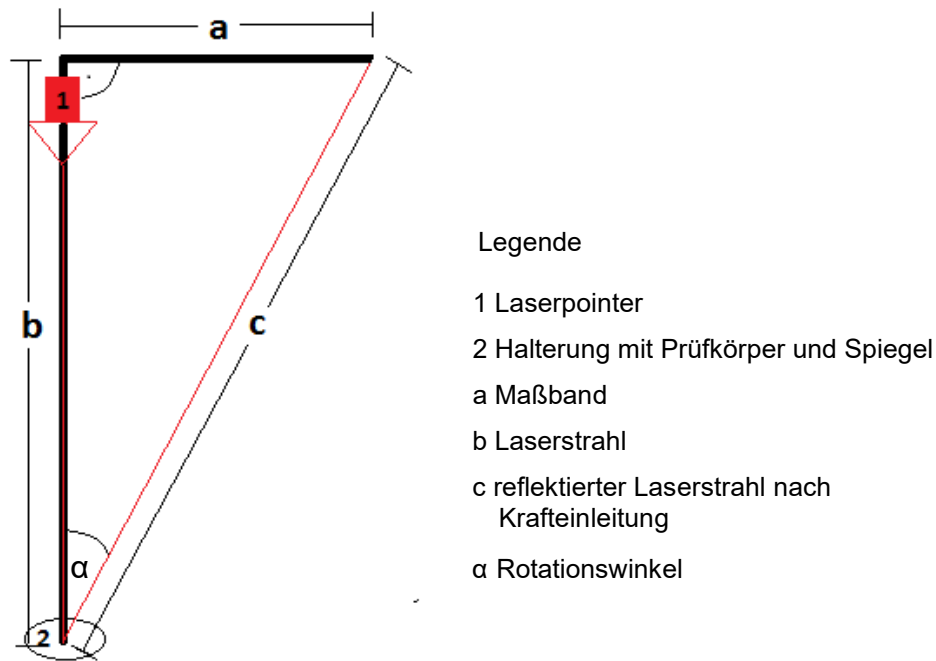


Abbildung 23: schematische Darstellung des Aufbaus zur Durchführung des Rotationsversuchs

Deutschland). Im Anschluss wurden die Abutments händisch, mit einem Drehmoment von ca. 5 Ncm, mittels der entsprechenden Schrauben mit Linksanschlag auf den Implantaten fixiert. Eine PEEK Schraube brach beim Versuch des Einschraubens. Der Prüfkörper P12 schied daraufhin von weiteren Untersuchung aus. Danach erfolgte die Befestigung des Kunststoffaufbaus am Abutment mittels zweier Stellschrauben, welche in zwei Ebenen zur stabilen Fixierung eingesetzt wurden. Die fiktive Fazialfläche der Krone und die Spiegelebene wurden parallel zueinander ausgerichtet. Die Strecke zwischen dem Nullpunkt des Maßbandes und dem Spiegel betrug 116 cm, welche Strecke b in Abbildung 23 entsprach.

Um den Winkel der Rotationsbewegung der Abutments innerhalb der Implantatfixturen zu bestimmen wurde der Spiegelaufbau auf den Abutment fixiert und die Auslenkungen der Abutments, beim Anlegen einer Zugkraft in Richtung der Rotationsbewegung, in cm gemessen. Mit Hilfe einer Winkelfunktion konnten die Rotationswinkel berechnet werden. Der Spiegelaufbau wurde mittels zwei Stellschrauben auf den Abutments fixiert. Die Spiegelfläche befand sich dabei in gleicher Ausrichtung wie die Fazialfläche der späteren

Krone. Der Prüfkörper wurde in die passgenaue Halterung des Versuchsaufbaus gesteckt und mit Hilfe von Schraubzwingen so befestigt, dass der Laserstrahl geradlinig auf den Spiegel traf und auf den Nullpunkt des Maßbandes reflektiert wurde. Nun erfolgte eine maximale Rotation nach rechts. Dazu wurde das Zugkraftmessgerät in die Metallöse an der Spiegelhalterung eingehängt und mit einer Kraft von 5 N daran gezogen. Der reflektierte Laserstrahl wurde von einer zweiten Person zeitgleich auf dem Maßband abgelesen. Die Strecke ist mit a in Abbildung 24 gekennzeichnet. Dieser Vorgang wurde bei den 35 Implantat-Abutment-Konstruktionen wiederholt.

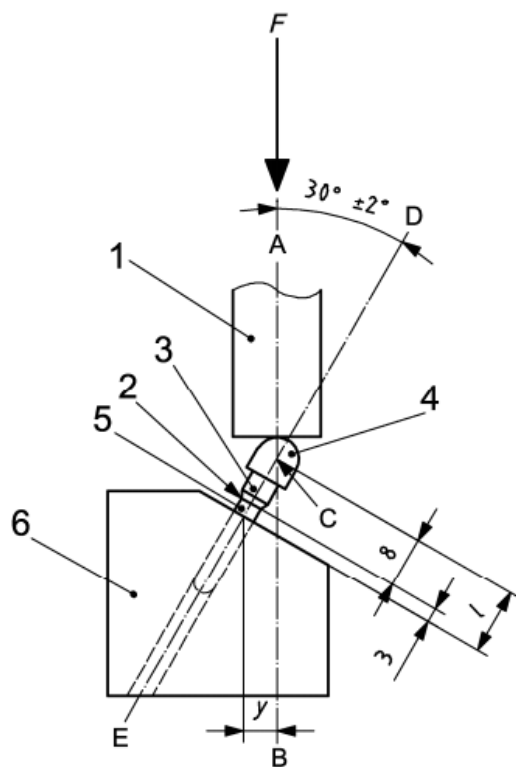
Anhand der Streckenbezeichnungen ließ sich der Winkelversatz mit folgender Formel berechnen:

$$\alpha = \tan^{-1} \left(\frac{a}{b} \right)$$

3.4.2 DIN EN ISO 14801

Die europäische und internationale Norm DIN EN ISO 14801 beschreibt die dynamische Ermüdungsprüfung für enossale dentale Implantate in der Zahnheilkunde. Dabei wirkt auf die Prüfkörper eine thermomechanische Wechsellast. Dieser Test findet Anwendung beim Vergleich einpfostiger, enossaler dentaler Implantate unterschiedlicher Konstruktionen und Größen und ihrer Implantataufbauten. Es wird die funktionelle Belastung eines Implantatkörpers und dessen Aufbauten unter den Bedingungen des „ungünstigsten Falls“ simuliert, weshalb bei den Prüfkörpern der nominelle Knochenrand 3 mm unterhalb der Implantatschulter zu liegen kam.

Eine schematische Darstellung des Prüfaufbaus ist in Abbildung 24 illustriert. Laut DIN 14801 wirkt eine Kraft F auf den palatinalen Höcker der Krone, welche dem halbkugelförmigen Belastungsaufsatz in Abbildung 25 entspricht. Dabei sollen sich die Achse der Belastungsrichtung des Prüfgeräts (Linie AB) und die mittlere Längsachse des Implantats (Strecke DE) in einem Winkel von $30^\circ \pm 2^\circ$ schneiden. Es dürfen keine seitwärts gerichteten Kräfte auftreten. Das Belastungsgerät muss in der Belastungsrichtung frei beweglich sein. Der Abstand (l) vom Belastungszentrum (C) zur Einspannebene sollte mindestens $10,0 \pm 0,1$ mm betragen [86].



Legende

- 1 Belastungsgerät
- 2 nomineller Knochenrand
- 3 Verbindungsteil (Abutment)
- 4 halbkugelförmiger Belastungsaufsatz (Implantatkrone)
- 5 dentaler Implantatkörper
- 6 Probekörperhalterung

Abbildung 24: schematischer Prüfaufbau zur Ermüdungsprüfung enossaler dentaler Implantate nach Norm DIN 14801 [91]

Die 35 verbleibenden Prüfkörper wurden zuerst einer dynamischen Ermüdungsprüfung für enossale dentale Implantate nach der Norm DIN EN 14801:2007 unterzogen. Die daraufhin noch intakten Proben wurden mittels einer statischen Ermüdungsprüfung bis zu ihrem Versagen getestet. Die Norm DIN EN 14801:2007 kann sowohl für die dynamische Dauerprüfung als auch die statische Belastung angewendet werden [86].

3.4.3 DYNAMISCHE ERMÜDUNGSPRÜFUNG

Die Prüfkörper wurden einer mechanischen und thermischen Alterung im künstlichen oralen Milieu unterzogen. Die Simulation der entsprechenden Tragedauer im Mund erfolgte in einem computergesteuerten Kausimulator (Abbildung 25). Bei dem verwendeten Gerät handelte es sich um den Chewing Simulator CS-4 (SD Mechatronik, Feldkirchen-Westerham, Deutschland). Der Versuch wurde in der Poliklinik für Zahnärztliche Prothetik

der LMU München durchgeführt. Der experimentelle Aufbau im Kausimulator entsprach weitgehend den Vorgaben der DIN 14801.

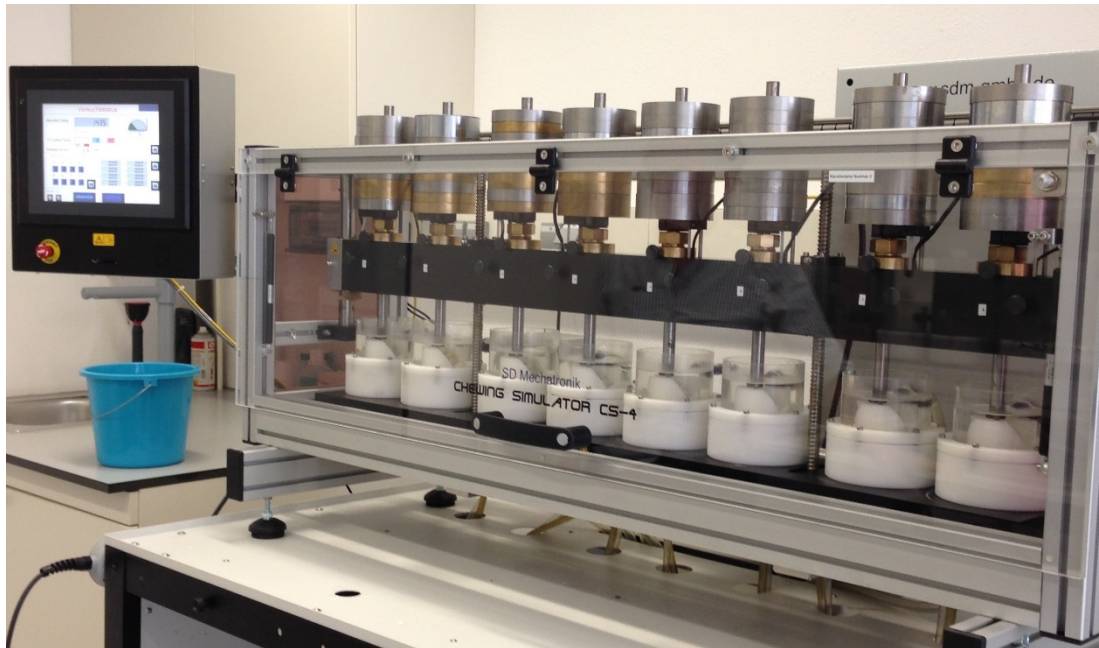


Abbildung 25: Chewing Simulator CS-4 während der thermodynamischen Ermüdungsprüfung

Jeder der acht Kolben des Kausimulators wurde mit zehn Auflegscheiben von jeweils 1 kg Gewicht bestückt, was insgesamt einer Kraft von annähernd 100 N je Belastungskolben und Prüfkörper entspricht. Mit Hilfe einer Einspannvorrichtung wurden die Prüfkörper im Kausimulator fixiert. Acht Proben konnten so gleichzeitig getestet werden. Bei dieser thermodynamischen Wechselbelastung befanden sich die Prüfkörper in wasserdichten, zylinderförmigen Ummantelungen aus Kunststoff, welche in einem Wechsel aus Warm- (55°) und Kaltzyklen (5°) für je 30 s mit Wasser geflutet wurden. Abbildung 25 zeigt den verwendete Kausimulator mit den Prüfkörpern in wassergefluteten Ummantelungen während eines Zyklus. Die Belastungsfrequenz betrug 2 Hz. Bei jedem Kontakt der Belastungsgeräte mit den Kronen, was einem Zyklus entsprach, wirkten auf jeden Prüfkörper eine Kraft von rund 100 N. Dabei betrug die Abwärtsgeschwindigkeit 20 mm/s, die Aufwärtsgeschwindigkeit 60 mm/s. Der vertikale Hub maß 10 mm. Die Belastungskolben hatten einen Durchmesser von 4 mm. Der palatinale Höcker der Kronen stellte den nächstgelegenen zu belastenden Punkt am Belastungszentrum dar. Jeder Prüfkörper

durchlief 1.200.000 Zyklen, was in etwa einer Tragedauer im Mund von fünf Jahren entspricht [90]. Die Kontrolle aller in der Maschine befindlichen Proben erfolgte alle 100.000 Zyklen. Im Falle einer Beschädigung erfolgte die vorzeitige Entnahme des beschädigten Prüfkörpers.

3.4.4 STATISCHE ERMÜDUNGSPRÜFUNG NACH KÜNSTLICHER ALTERUNG

Die Norm DIN 14801 gilt für die unter 3.4.3 beschriebene dynamische Ermüdungsprüfung, kann aber auch auf statische Ermüdungsprüfungen angewandt werden. Die statische Prüfung erfolgte mittels einer Universalprüfmaschine (Zwick/Roell 14/45 Retroline, Zwick, Ulm, Deutschland), welche in Abbildung 26 zu sehen ist. Der Versuch wurde in der Poliklinik für Zahnärztliche Prothetik der LMU München durchgeführt. Alle Prüfkörper, welche die dynamische Ermüdungsprüfung ohne sichtbare Beschädigungen überstanden hatten, wurden im Anschluss einer statischen Belastung bis zu Ihrem Versagen unterzogen.

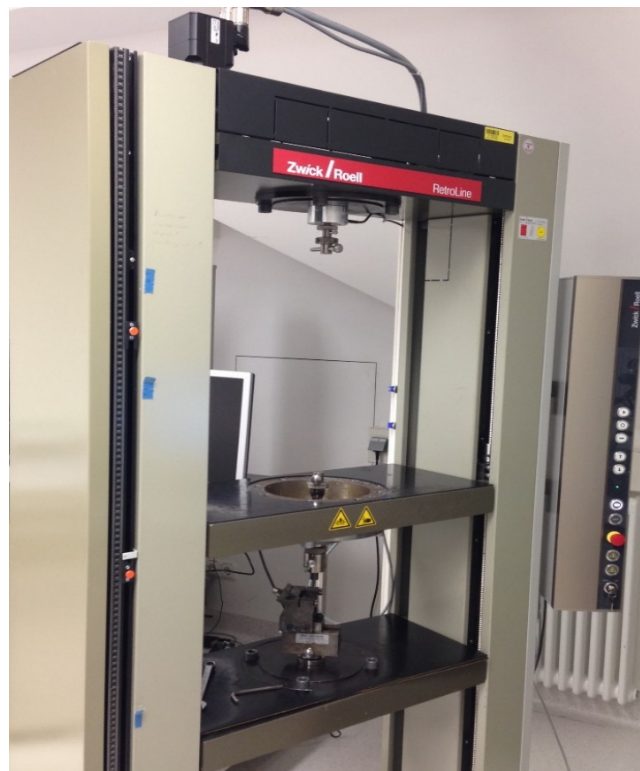


Abbildung 26: Universalprüfmaschine Zwick/Roell
14/45 Retroline

Die Prüfkörper wurden in der Einspannvorrichtung der Universalprüfmaschine so fixiert, dass zwischen der Implantatachse und der Belastungsachse ein Winkel von 30° entstand. Die Proben wurden so ausgerichtet, dass das Belastungszentrum auf der Schnittstelle beider Achsen lag, in diesem Fall auf dem palatinalen Höcker der Prämolaren-Krone (Abbildung 27). Der Kolben des Belastungsgeräts wurde abgesenkt, bis zwischen ihm und der Krone ein Stück Zinnfolie fixiert werden konnte. Das Belastungsgerät steigerte seine Kraft linear, mit einer Absenkgeschwindigkeit von 0,5 mm/min, bis zum Versagen des Prüfkörpers. In diesem Fall stoppte es sofort. Ein Sensor maß die resultierende Kraft auf den Proben. Als Endpunkt der Belastung wurde das deutliche Unterschreiten eines Kraftmaximums festgesetzt. Mit Hilfe einer Prüfsoftware (testXpert II, Zwick GmbH & Co. KG, Ulm, Deutschland) wurde die Universalprüfmaschine gesteuert und die Bruchlastwerte quantifiziert.

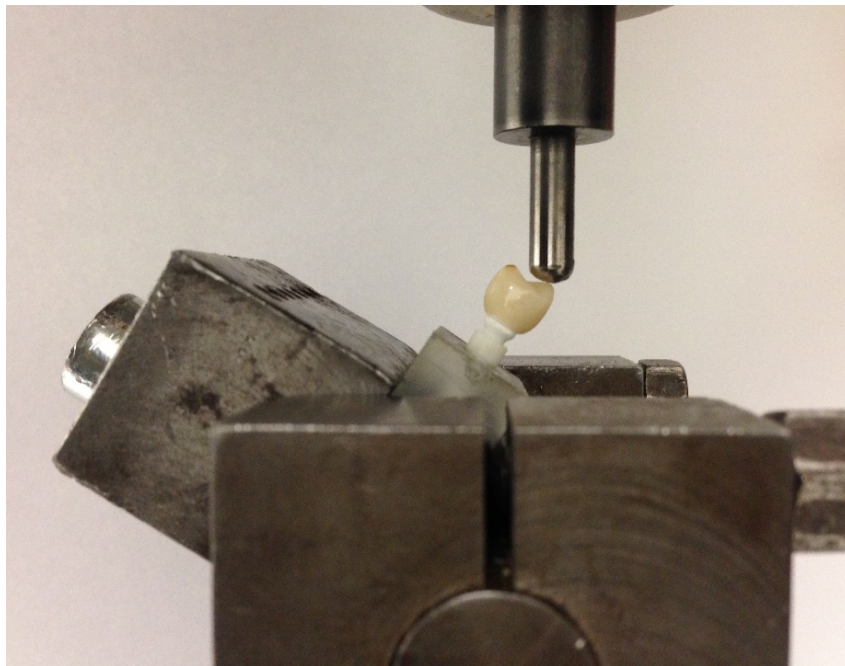


Abbildung 27: Prüfkörperpositionierung in Universalprüfmaschine vor Versuchsbeginn

3.4.5 ANALYSE DER FRAKTURMODI

Nach Abschluss des statischen Belastungstests und Entnahme der getesteten Prüfkörper aus der Universalprüfmaschine wurden diese auf sichtbare Beschädigungen hin untersucht und Schäden an den Abutments und Implantaten notiert sowie fotografisch dokumentiert.

3.4.6 STATISTISCHE AUSWERTUNG

Die Ergebnisse des Rotationsversuchs sowie der Ermüdungsprüfungen wurden mit Microsoft Excel 2002 (Microsoft Corporation, Redmond, USA) aufbereitet, in ein Statistikprogramm (SPSS 23.0 für Windows, International Business Machines Corporation, Armonk, USA) importiert und ausgewertet.

Beim Rotationsversuch wurden die Werte der drei unterschiedlichen Versuchsgruppen verglichen. Nach der künstlichen Alterung wurden die unversehrten Proben innerhalb der drei Versuchsgruppen, und die Materialien untereinander, hinsichtlich der verwendeten Schraubentypen, verglichen. Das Signifikanzniveau wurde auf 0,05 festgelegt.

Mittels SPSS erfolgte eine Untersuchung auf Normalverteilung mit Hilfe des Kolmogorov-Smirnov-Tests. Beim Drehversuch lag keine Normalverteilung vor. Bei der statischen Ermüdungsprüfung waren die Bruchlastwerte der Versuchsgruppen G und P normalverteilt. Bei der Versuchsgruppe T waren die Werte nicht normalverteilt. Aus diesem Grund kamen nicht parametrische Tests zur Anwendung. Untersucht wurde, mit Hilfe des nicht parametrischen Kruskal-Wallis-Tests, ob sich die zentralen Tendenzen der Stichproben unterscheiden. Der Kruskal-Wallis-Test zeigte, dass in den Daten kein Einfluss des Materials zu erkennen war. Aus diesem Grund waren Post-hoc Tests nicht angezeigt.

Die Ergebnisse wurden in Boxplot-Diagrammen dargestellt. Die Box beinhaltet den mittleren Wertebereich mit 50% der Werte und erstreckt sich zwischen dem oberen 75%-Quartil und dem unteren 25%-Quartil. Der Median ist darin als dicke horizontale Linie in der Mitte sichtbar. Er ist im Vergleich zum Mittelwert weniger anfällig gegenüber stark abweichenden Werten. Die „Whiskers“ markieren den Minimal- sowie Maximalwert. Ausreißerwerte sind als Punkte außerhalb der „Whiskers“ sichtbar. Der Interquartilabstand (IQR) gibt an, wie breit das Intervall ist, in dem die mittleren 50% der Werte liegen.

4 ERGEBNISSE

4.1 ROTATIONSVERSUCH

Die gemessene Strecke a beim Anlegen der Rotationskraft, sowie der berechnete Rotationswinkel der Abutments der jeweiligen Versuchsgruppen sind in den Tabellen 2, 4 und 6 aufgelistet. Dabei zeigten sich keine signifikanten Unterschiede innerhalb der drei Prüfkörpergruppen bezüglich der Rotationswinkel ($p=0,570$).

Zur Übersicht sind die Werte der 3 Prüfkörpergruppen Gold (G), Titan (T) und PEEK (P) in einem Boxplott Diagramm in Abbildung 28 dargestellt.

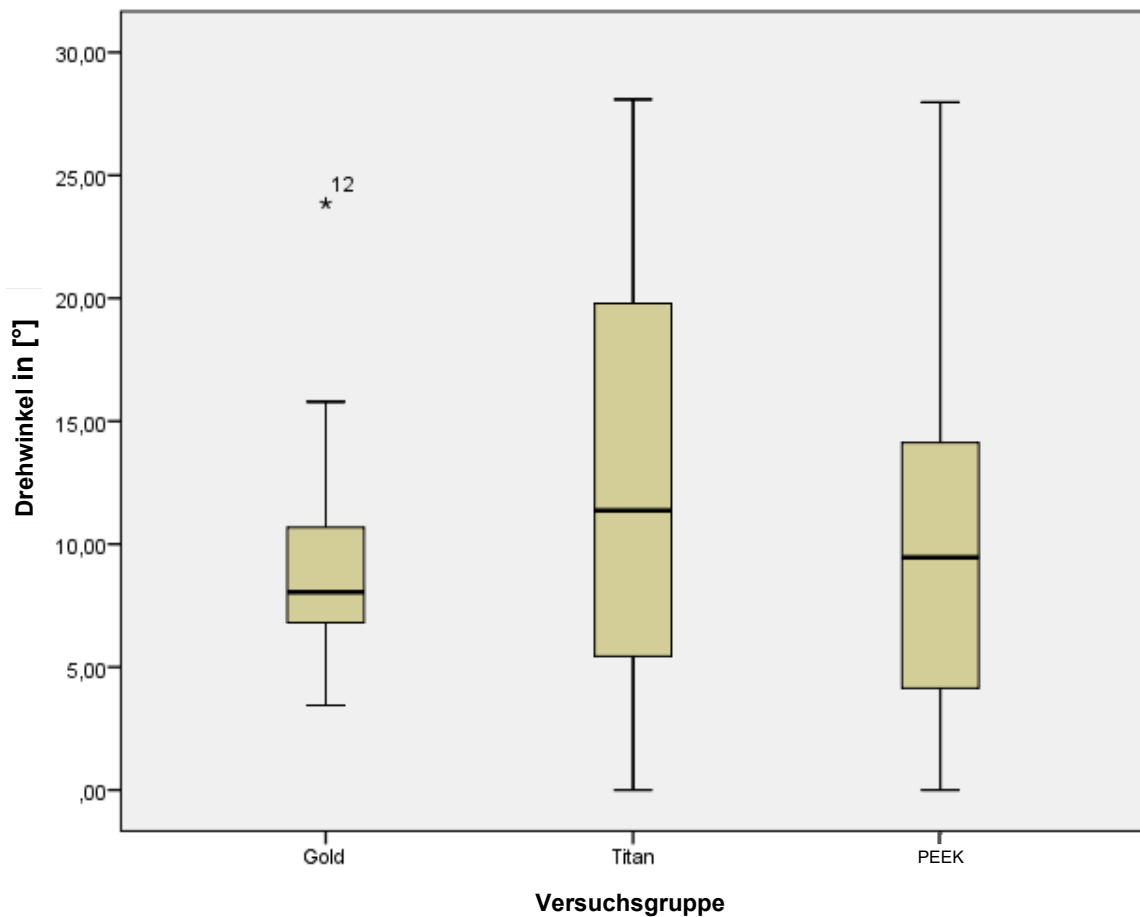


Abbildung 28: Boxplott Diagramme der drei getesteten Versuchsgruppen Gold, Titan und PEEK im Vergleich

4.1.1 ABUTMENTS MIT GOLDSCHRAUBE

Die Abutments mit Goldschraube zeigten Rotationswinkel zwischen $4,1^\circ$ und $23,9^\circ$. Der Median betrug 8° mit einem IQR von $6,6^\circ$. Die Ergebnisse sind in Tabelle 3 und 4 zusammengefasst.

Probe	Strecke a in [cm]	Winkel α in [$^\circ$]
G1	32,8	15,8
G2	18,1	8,9
G3	17,3	8,5
G4	16,4	8,1
G5	8,3	4,1
G6	25,7	12,5
G7	7	3,5
G8	16,1	7,9
G9	12	5,9
G10	15,7	7,7
G11	14,2	7
G12	51,3	23,9

Tabelle 3: Darstellung der Rotationswinkel der Versuchsgruppe G

	Minium [°]	Maximum [°]	IQR [°]	Median [°]
Versuchsgruppe Gold	4,1	23,9	6,6	8

Tabelle 4: Tabellarischer Vergleich der Rotationswinkel der Versuchsgruppe G

4.1.2 ABUTMENTS MIT TITANSCHRAUBE

Probe T3 zeigte keine Rotation beim Anlegen der Zugspannung. Die Abutments mit Titanschraube zeigten Rotationswinkel zwischen 0° und $28,1^\circ$. Der Median betrug $11,6^\circ$ mit einem IQR von $14,9^\circ$. Die Ergebnisse sind in Tabelle 5 und 6 zusammengefasst.

Probe	Strecke a in [cm]	Winkel α in [$^\circ$]
T1	12	6,4
T2	61,9	28,1
T3	0	0
T4	9,1	4,5
T5	21	10,3
T6	29,2	14,1
T7	42,1	20
T8	19,9	9,7
T9	41,4	19,6
T10	9,4	4,6
T11	26,8	13
T12	50,2	23,4

Tabelle 5: Darstellung der Rotationswinkel der Versuchsgruppe
T

	Minium [°]	Maximum [°]	IQR [°]	Median [°]
Abutments	0	28,1	14,9	11,6

Tabelle 6: Tabellarischer Vergleich der Rotationswinkel der Versuchsgruppe T

4.1.3 ABUTMENTS MIT PEEK-SCHRAUBE

Der Prüfkörper P12 schied vor Versuchsbeginn aus. P7 zeigte keine Rotation beim Anlegen der Zugspannung. Die Abutments mit PEEK-Schraube zeigten Rotationswinkel zwischen 0° und 28°. Der Median betrug 9,5° mit einem IQR von 11,4°. Die Ergebnisse sind in den Tabellen 7 und 8 zusammengefasst.

Probe	Strecke a in [cm]	Winkel α in [°]
P1	19,2	9,5
P2	15,6	7,7
P3	29,2	14,1
P4	8,4	4,1
P5	37,3	18
P6	23,9	11,6
P7	0	0
P8	15,9	7,8
P9	61,6	28
P10	4,6	2,3
P11	22,8	11,1
P12	-	-

Tabelle 7: Darstellung der Rotationswinkel der Versuchsgruppe
P

	Minium [°]	Maximum [°]	IQR [°]	Median [°]
Abutments	0	28	11,4	9,5

Tabelle 8: Tabellarischer Vergleich der Rotationswinkel der Versuchsgruppe P

4.1.4 VERGLEICH DER ROTATIONSWINKEL

Bei den untersuchten Proben wurden Drehwinkel von 0° bis 28,1° gemessen. Der Median aller Drehwinkel lag bei 8,7° mit einem IQR von 9,8°. Die Ergebnisse sind in Tabelle 9 zusammengefasst. Abbildung 29 zeigt die Ergebnisse aller Prüfkörper des Rotationsversuchs in einem Boxplott-Diagramm.

	Minium [°]	Maximum [°]	IQR [°]	Median [°]
Abutments	0	28,1	9,8	8,7

Tabelle 9: Tabellarischer Vergleich der Rotationswinkel aller Prüfkörper

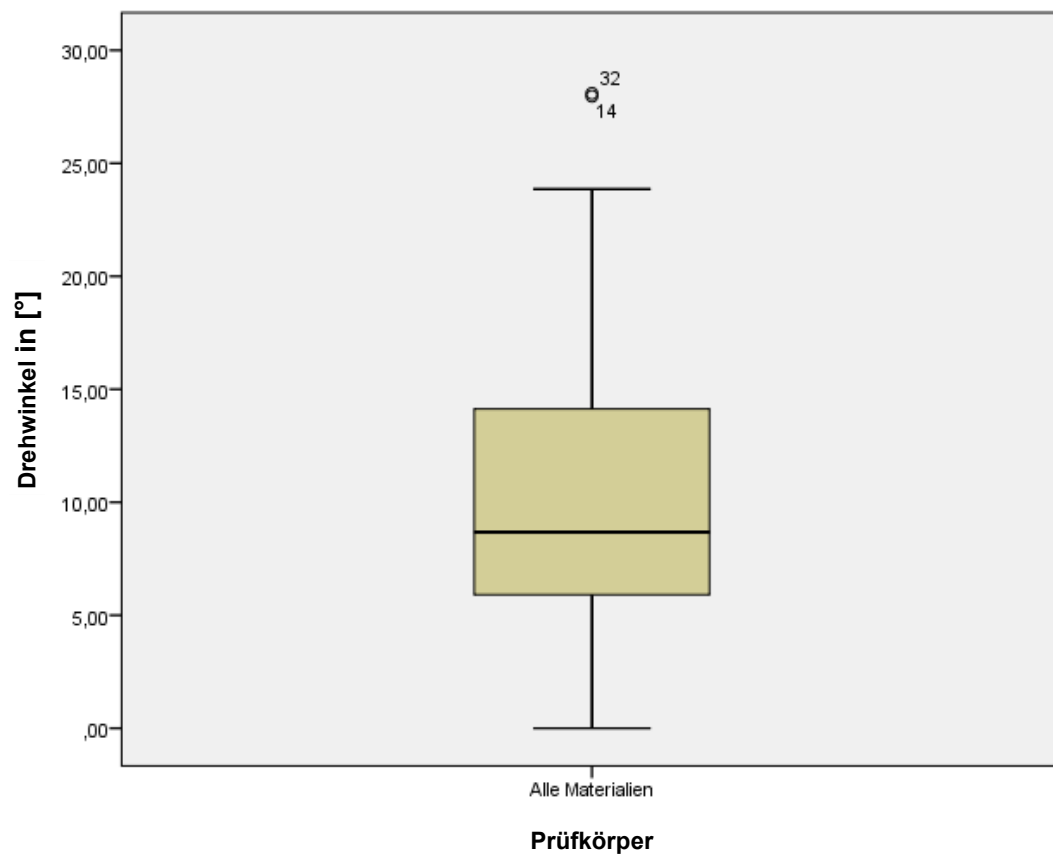


Abbildung 29: Boxplot-Diagramm der Drehwinkel aller Versuchsgruppen

4.2 DYNAMISCHE ERMÜDUNGSPRÜFUNG

4.2.1 VERSUCHSGRUPPE G (ABUTMENTS MIT GOLDSCHRAUBE)

Bei Prüfkörper G11 kam es zwischen 1.100.000 und 1.200.000 Zyklen während der dynamischen Ermüdungsprüfung zur Abutmentlockerung. Zudem waren Frakturlinien rings um die suprakrestale Implantatwand sichtbar. Er wurde daraufhin von der sich anschließenden statischen Ermüdungsprüfung ausgeschlossen.

4.2.2 VERSUCHSGRUPPE T (ABUTMENTS MIT TITANSCHRAUBE)

Drei Proben zeigten während der dynamischen Belastung im Kausimulator Beschädigungen (T5, T6, T10) und wurden auf Grund dessen von der nachfolgenden statischen Ermüdungsprüfung ausgeschlossen. Bei Prüfkörper T10 kam es bei weniger als 100.000 Zyklen, bei Prüfkörper T5 zwischen 100.000 und 200.000 Zyklen zu Abutmentlockerungen. Bei Prüfkörper T6 waren nach 1.200.000 Zyklen Frakturlinien rund um die suprakrestale Implantatwand sichtbar.

4.2.3 VERSUCHSGRUPPE P (ABUTMENTS MIT PEEK-SCHRAUBE)

Der Prüfkörper P12 schied von vornherein aus, da eine PEEK-Schraube vor dem Einschrauben gebrochen war. Bei keiner der Proben kam es während der dynamischen Ermüdungsprüfung zu Beschädigungen.

4.3 STATISCHE ERMÜDUNGSPRÜFUNG

4.3.1 VERSUCHSGRUPPE G (ABUTMENTS MIT GOLDSCHRAUBE)

Eine Probe (G11) versagte während der dynamischen Ermüdungsprüfung. Sie wurde daraufhin von der statischen Ermüdungsprüfung ausgeschlossen. Die übrigen Prüfkörper der Versuchsgruppe G zeigten nach den statischen Bruchtests Bruchlast-Werte zwischen 175 N und 339 N. Der Median der Versagenslast lag bei 250 N mit einem IQR von 92 N (Tabelle 10).

Probe	Bruchlast in Newton [N]
G1	250
G2	210
G3	298
G4	219
G5	323
G6	256
G7	175
G8	206
G9	261
G10	339
G11	-
G12	206

Tabelle 10: Darstellung der Bruchlastwerte der Versuchsgruppe G

4.3.2 VERSUCHSGRUPPE T (ABUTMENTS MIT TITANSCHRAUBE)

In dieser Gruppe waren drei Proben von der weiteren Prüfung ausgeschlossen wie unter 4.2.2 beschrieben. Die übrigen Prüfkörper der Versuchsgruppe T versagten bei Bruchlast-Werten zwischen 118 N und 296 N. T12 zeigte kein auswertbares Ergebnis. Der Median der Versagenslast lag bei 263 N mit einem IQR von 162 N (Tabelle 11).

Probe	Bruchlast in Newton [N]
T1	306
T2	118
T3	283
T4	296
T5	-
T6	-
T7	141
T8	260
T9	128
T10	-
T11	267
T12	-

Tabelle 11: Darstellung der Bruchlastwerte der Versuchsgruppe T

4.3.3 VERSUCHSGRUPPE PEEK (ABUTMENTS MIT PEEK-SCHRAUBE)

P12 schied aufgrund eines Montagefehlers aus. Bei keiner der Proben kam es während der dynamischen Ermüdungsprüfung zu Beschädigungen. Die übrigen elf Prüfkörper der Versuchsgruppe P versagten bei den statischen Belastungstests bei Bruchlastwerten zwischen 136 N und 279 N. Der Median der Versagenslast lag bei 196 N mit einem IQR von 92 N (Tabelle 12).

Probe	Bruchlast in Newton [N]
P1	136
P2	160
P3	279
P4	264
P5	219
P6	247
P7	168
P8	213
P9	180
P10	158
P11	147
P12	-

Tabelle 12: Darstellung der Bruchlastwerte der Versuchsgruppe PEEK

4.3.4 VERGLEICH DER BRUCHLASTWERTE

In Bezug auf den Median wiesen die Abutments mit Titanschrauben mit 264 N den höchsten Bruchlast-Wert auf, gefolgt von den Abutments mit Goldschrauben mit einem Median von 250 N. Die Abutments mit Schrauben aus PEEK zeigten bezogen auf die Bruchlast den niedrigsten Median mit 197 N. In Abbildung 30 sind die Bruchlast-Werte aller Prüfkörper im Boxplott-Diagramm gegenübergestellt. Der IQR war bei der Versuchsgruppe T mit 162 N deutlich höher als bei den anderen beiden Versuchsgruppen. Bei den Prüfkörpern mit Gold- und PEEK-Schrauben betrug der IQR jeweils 92 N. Betrachtet man die Bruchlast-Werte aller Prüfkörper materialunabhängig (siehe Abbildung 31) lag der Median bei 219 N mit einem IQR von 102 N (Tabelle 13).

	Minimum [N]	Maximum [N]	IQR [N]	Median [N]
Versuchsgruppe Gold	175	339	92	250
Versuchsgruppe Titan	118	296	162	263
Versuchsgruppe PEEK	136	279	92	196
Alle Prüfkörper	118	339	102	219

Tabelle 13: Tabellarischer Vergleich der Bruchlastwerte der drei Versuchsgruppen G, T und P

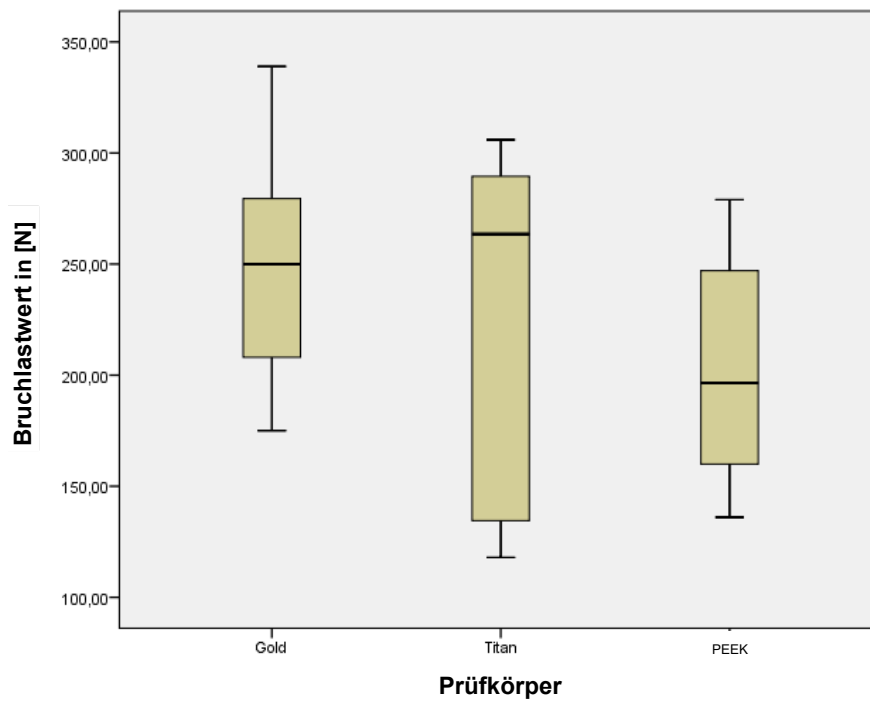


Abbildung 30: Boxplot-Diagramm zur Darstellung und Gegenüberstellung der Bruchlastwerte der drei Versuchsgruppen nach der statischen Ermüdungsprüfung

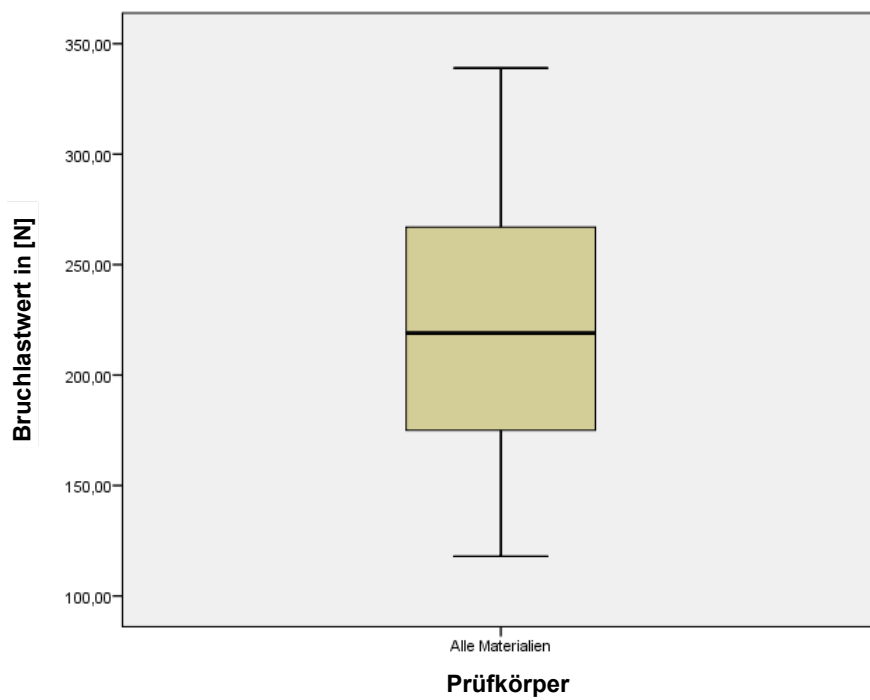


Abbildung 31: Boxplot-Diagramm der Bruchlastwerte aller Versuchsgruppe nach statischer Ermüdungsprüfung

4.2 BRUCHVERHALTEN

Die Prüfkörper der Versuchsgruppe G und T zeigten ein nahezu gleichartiges Frakturmuster. 15 der 21 Proben, welche in der Universalprüfmaschine getestet wurden, zeigten Beschädigungen in Form von Abutmentfrakturen verbunden mit Abutmentlockerungen. Zudem waren zum Teil Frakturspalten an der suprakrestalen Implantatwand und v-förmige Ausplatzungen vornehmlich auf der Druckseite, durch die extraaxiale Belastung des palatinalen Höckers, am Implantatkörper, erkennbar. In den Abbildungen 32, 33 und 34 sind die beschriebenen Frakturmuster an den Prüfkörpern G3, G4 und T4 beispielhaft dargestellt. In Versuchsgruppe G lagen bei fünf Probenkörpern keine klinisch sichtbaren Frakturen vor.

Bei den Prüfkörpern der Gruppe P waren unterschiedliche Frakturmodi erkennbar. Beim überwiegenden Teil der Proben (sieben von elf Probenkörpern) kam es zu einer Fraktur von Abutment und Schraube in etwa auf Höhe der Implantatschulter. In Abbildung 35 ist das primäre Frakturmuster der Proben mit PEEK-Schraube beispielhaft illustriert. Lediglich ein Prüfkörper zeigte Frakturspalten an der suprakrestalen Implantatwand auf der Druckseite, ähnlich dem Frakturmuster der anderen beiden Versuchsgruppen. Zwei Probekörper wiesen keine klinisch sichtbaren Beschädigungen auf.



Abbildung 33: Prüfkörper der Versuchsgruppe G nach statischer Belastung mit Frakturen der suprakrestalen Implantatwand



Abbildung 32: Prüfkörper der Versuchsgruppe G nach statischer Belastung mit Frakturen im Bereich der suprakrestalen Implantatwand und Abutmentfraktur

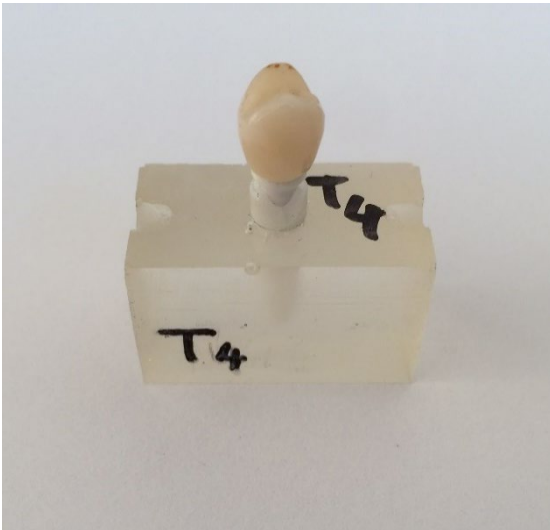


Abbildung 34: Prüfkörper der Versuchsgruppe T nach statischer Belastung mit Frakturen im Bereich der suprakrestalen Implantatwand sowie Abutmentfraktur

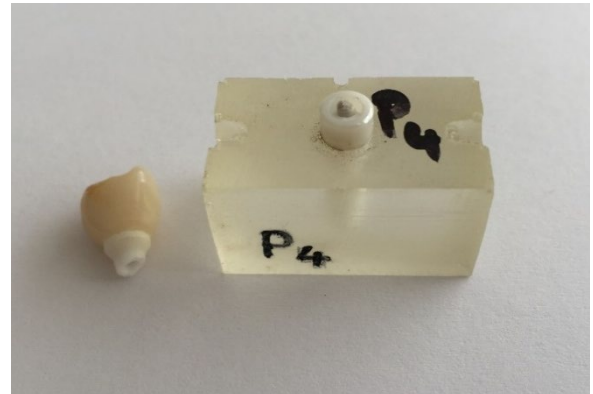


Abbildung 35: Prüfkörper der Versuchsgruppe P nach statischer Belastung mit frakturiertem, losem Abument (links im Bild) und frakturierter Schraube aus PEEK

5 DISKUSSION

5.1 SDS 2.0 IMPLANTATSYSTEM

Das zweiteilige vollkeramische Implantatsystem wurde 2012 von SDS auf den Markt gebracht. Beim untersuchten SDS2.0 Implantatsystem und im Allgemeinen bei zweiteiligen vollkeramischen Implantatsystemen, stehen Langzeitstudien und umfassende in-vivo Untersuchungen noch aus.

Bezüglich des Implantatsystems SDS2.0 von SDS sind im Testzeitraum entscheidende Veränderungen, bezüglich Befestigung und Indikation in die aktualisierten Produktinformationen von 2014 und 2017 aufgenommen worden, welche nachfolgend beschrieben werden.

Für Schrauben aus PEEK hieß es in der neusten Empfehlung von 2017 [91], dass sie mit einem Drehmoment von 5 Ncm, nicht 10 Ncm anzuziehen sind, was erklärt, warum die Schrauben in dieser Studie beim Festziehen gebrochen sind. In der Produktinformation von SDS vom Oktober 2014 hieß es, dass auf „tissue level“ inserierte Implantate ausschließlich für Standard Abutments freigegeben seien. Auf „bone level“ inserierte Implantate durften ausnahmslos mit Platform Switch Abutments oder individualisierten Abutments versorgt werden, da ein Teil der Hebelkräfte durch den zirkulären Knochen um die Tulpe herum abgefangen wird [83]. In der Produktinformation von 2017 wurde eine Versorgung von SDS2.0 Implantaten mit Crown- bzw. Platform Switch Abutment von SDS nicht empfohlen [91]. Seit 2016 wurden Platform Switch Abutments von SDS nicht mehr angeboten [32].

Laut SDS muss das gesamte Implantat-Abutment-Interface bei auf „tissue-level“ inserierten Implantaten zusätzlich zur Verschraubung mit Glasionomierzement (GIZ) zementiert werden. Die Stabilität der Gesamtkonstruktion erhöht sich damit um 20% [83]. In der nachfolgenden Tabelle 14 sind firmeninterne Bruchfestigkeitswerte dargestellt und welche Implantat-Abutment-Kombinationen in Verbindung mit welcher Befestigungsart zugelassen sind. Daraus wird ersichtlich, dass die in dieser Studie getestete Kombination, aus auf „tissue-level“ inseriertem Implantat mit Platform Switch Abutment und alleiniger Verschraubung ohne Zementierung, seit Ende 2014 nicht mehr freigegeben war. Die von SDS ermittelten Festigkeitswerte lagen zwischen 180 N und 240 N. Der in dieser Studie

ermittelte mittlere Bruchlastwert, von 219 N, deckt sich mit denen von SDS intern gemessenen Werten.

Dynamischer Ermüdungstest nach ISO 14801/ SDS2.0/Ø 3.8 mm	Tissue-Level	Bone-Level
Standard-Abutment nur geschraubt, ohne Zementierung	nicht freigegeben! (240-300 N)	nicht freigegeben
Standard-Abutment geschraubt + zementiert (GIZ)	✓ ≥ 400 N	nicht freigegeben
Platform-Switching-Abutment geschraubt	nicht freigegeben! (180-240 N)	✓ ≥ 300 N
Platform-Switching-Abutment geschraubt + zementiert	nicht freigegeben	nicht freigegeben

Tabelle 14: Vergleich der firmeninternen Bruchfestigkeitswerte des SDS2.0 Implantatsystems nach dynamischer Ermüdungsprüfung [83]

Diese Informationen lagen zum Zeitpunkt der Probenherstellung nicht vor, weshalb die Abutments in den Implantaten nur verschraubt und nicht zusätzlich zementiert wurden und weshalb Crown-Abutments (Platform Switch Abutments) verwendet wurden.

5.2 PRÜFKÖRPERHERSTELLUNG

Nach DIN ISO 14801 wurden die Implantate in Epoxidharz eingebettet. Um die durch die Norm geforderte Bedingung des ungünstigsten Falls zu simulieren, wurden die Implantate 3 mm unterhalb der Implantatschulter eingebettet, was einer klinisch relevanten Situation mit Knochenverlust entspricht [86]. Das verwendete DPC-Laminierharz hat ein Elastizitätsmodul von 3450 MPa, was den menschlichen Kieferknochen nur annäherungsweise simuliert. Die Kortikalis weist Werte um 20.000 MPa auf, spongiöse Anteile Werte in Höhe von etwa 3000 MPa [92].

Wie bereits unter 3.3.4 beschrieben wurden die PEEK-Schrauben mit einem Drehmoment von 10 Ncm entsprechend den Herstellerangaben angezogen [84]. Dabei kam es zum Bruch einiger Schraubenköpfe. Selbst beim vorsichtigen händischen Anziehen brachen PEEK-Schrauben im Bereich des Schraubenkopfes. Das Gewinde blieb unverletzt. Das übliche Anzugsmoment von 15 Ncm entspricht einer Zugfestigkeit von 186MPa, welche demnach in dieser Studie deutlich unterschritten wurde [93]. Neumann und Villar et al. testeten die Bruchlast von PEEK-Schrauben und maßen signifikant niedrigere Werte (150 N), verglichen

mit Schrauben aus Titan (513 N) [64]. Betrachtet man die Bruchlastwerte der Prüfgruppe PEEK und vergleicht diese mit den Prüfgruppen Gold und Titan fielen diese etwas geringer aus. Es wurden jedoch keine signifikanten Unterschiede gemessen, obwohl bei beiden letzteren keine Brüche der Schraubenköpfe während der Probenherstellung auftraten. Daraus lässt sich schlussfolgern, dass eine strukturelle Schwächung der Gesamtkonstruktion nicht zu erwarten war, aber nicht ausgeschlossen werden kann, wenn man davon ausgeht, dass nur der obere Anteil der Schrauben defekt war und dieser nicht für den Halt der Schrauben notwendig war.

5.3 KRONENHERSTELLUNG

Als Suprakonstruktion wurden 36 identische Kronen aus Lithiumdisilikat-Keramik mittels CAD/CAM gefertigt. Beim Aufpassen der Kronen stellte sich heraus, dass die prothetische Plattform der Abutments, Größenunterschiede im zweistelligen μm Bereich zeigte. Die erste CAD/CAM gefertigte Krone konnte nur auf einige wenige Abutments aufgepasst werden. Um eine möglichst genaue Passung zwischen Krone und Abutment zu erreichen, wurden die Spacer, welche die Äquivalente zur Zementfuge darstellen, in Zehnerschritten von 80 μm auf 130 μm erhöht, bis alle Kronen passgenau auf der prothetischen Plattform des dazugehörigen Abutments saßen. Unklar war, in welchem Maß die CAD/CAM gefertigten Kronen den Computervorgaben entsprachen und sie somit exakte Kopien voneinander waren. Abhängig ist die Passung auch vom Scanner und dessen Genauigkeit. Die Scangenaugigkeit muss laut ISO 12836 5 μm betragen [94]. Da für ein exaktes Aufpassen der Kronen, deren „Weite“ um 50 μm variiert werden musste und man von der geforderten Scangenaugigkeit von 5 μm ausgeht, kann man annehmen, dass die Größe der prothetischen Plattformen der Abutments untereinander um mindestens 50 μm variiert hat, was auf Ungenauigkeiten bei der Produktion schließen lassen kann.

5.4 ROTATIONSVERSUCH

Die zu Anfang aufgestellte 1. Arbeitshypothese, wonach das Rotationsverhalten vollkeramischer Abutments in vollkeramischen Implantaten gleichwertig sei wie das Rotationsverhalten von Titanabutments in Titanimplantaten, muss verworfen werden.

Nur zwei der untersuchten Abutments hatten eine nahezu perfekte Passung und zeigten keine messbaren Rotationen beim Anlegen der Zugspannung. Auffällig bei diesem Versuch war die hohe Varianz der Werte mit Rotationswinkeln zwischen 0° und 28° . Die Passung von Implantat und Abutment innerhalb dieser Studie war somit großen Schwankungen unterworfen. Die Untersuchungen mit dem Kolmogorov-Smirnov-Test ergaben, dass keine Normalverteilung der Drehwinkel vorlag. Zusammenfassend lässt sich sagen, dass die Passgenauigkeit der Komponenten des untersuchten zweiteiligen Implantatsystems SDS2.0 stark variierten, was erneut auf sehr hohe Produktionstoleranzen schließen lässt.

SDS setzte auf eine Stoßverbindung mit Spielpassung. Der Implantat-Index war ein modifizierter interner Sechskant mit Sternkontur. Der Median der gemessenen Rotationswinkel betrug in dieser Studie $8,7^\circ$. Vivolo et al. ermittelten bei Sechskant Verbindungen signifikant niedrigere Werte, sämtliche lagen unter 3° [42]. Semper et al. berechneten die Rotationswinkel verschiedener Verbindungsgeometrien anhand der unterschiedlichen Innengeometrien. Der theoretisch berechneten Rotationswinkel für einen klassischen Sechskant betrug 3° [43, 95].

Die in diesem Versuch verwendete Vorrichtung ist im Vergleich zu den oben genannten Berechnungen eine sehr einfache Methode, um das Rotationsverhalten von Abutments zu bestimmen. Ein minimales Verrutschen von Abutment und/oder der Prüfkörperhalterung kann trotz der Haltevorrichtungen in Form von zwei Stellschrauben und einer Schraubzwinde nicht ausgeschlossen werden und kann zu einem Verfälschen der Ergebnisse geführt haben. Die Höhe der Kraft wurde gewählt, um eine Rotation des Spiegelaufbaus sowie Messfehler durch Materialverformung so gering wie möglich zu halten. Messfehler durch kleine Schwankungen in der Höhe der ausgeübten Zugkraft und damit verbundene Ungenauigkeiten beim Ablesen können nicht ausgeschlossen werden. Eine weitere Erklärung dieser Diskrepanz könnten Produktionsungenauigkeiten bei der computergestützten Herstellung, sowohl der Implantate als auch der Abutments, sein. Die ermittelten Werte deuten zudem daraufhin, dass der seit Jahren bewährte Sechskant dem Sechskant mit Sternkontur, in Bezug auf die Passgenauigkeit der Komponenten untereinander, überlegen ist. Zudem wurde bei den oben genannten Studien mit Titanimplantaten gearbeitet. Es gilt zu untersuchen, ob vollkeramische Abutments auf Titanimplantaten im Allgemeinen eine bessere Passung aufweisen als vollkeramische Abutments auf Implantaten aus Oxidkeramik.

5.5 DYNAMISCHE ERMÜDUNGSPRÜFUNG

Um die Bedingungen in der Mundhöhle im Labor möglichst praxisnah nachzuempfinden, wurden die Proben einer thermomechanischen Wechsellast in einem Kausimulator unterzogen. Die 1,2 Millionen Kauzyklen entsprechen dabei in etwa 5 Jahren Tragedauer im Mund. Jede Probe wurde pro Hub mit annähernd 100 N belastet, was in etwa der mittleren physiologischen Kaubelastung im Prämolarenbereich entspricht [96]. Nach jeweils 100.000 Zyklen erfolgte die Kontrolle der Proben auf Beschädigungen.

Bei vier von 35 Proben kam es während der künstlichen Alterung zu sichtbaren Beschädigungen. Bei der Versuchsgruppe G war ein Prüfkörper betroffen, bei der Versuchsgruppe T drei. Alle Prüfkörper der Versuchsgruppe P überstanden die dynamische Ermüdungsprüfung unbeschadet.

In der Studie von Elsayed et al. wurde die Bruchlast verschiedener Abutment Materialien getestet. Während sowohl die Titanabutments als auch die vollkeramischen Hybrid Abutments die dynamische Alterung (1.200.000 Zyklen/50 N) unbeschadet überstanden, kam es bei einigen Zirkonabutments zum Versagen [45]. Ähnliches beobachteten Preis et al. bei sechs von 16 CAD/CAM gefertigten Prüfkörpern [35].

Zieht man die Ergebnisse vergleichbarer Studien mit ähnlichen Parametern (1,2 Mio. Zyklen/100 N) von Stimmelmayer et al. heran, bei denen zur dynamischen Ermüdungsprüfung der gleiche Kausimulator (Chewing Simulator CS-4; SD Mechatronik) verwendet wurde, fällt auf, dass es während der thermischen und mechanischen Belastung zu keinen Beschädigungen, weder an den Abutments noch an den Implantaten kam [15, 54, 97]. Es zeigten weder die titanbasierten noch die monolithischen Zirkonabutments Schraubenlockerungen oder Brüche. Auch an den Titan Implantaten konnten keine Beschädigungen festgestellt werden. Eine mögliche Erklärung für die Unversehrtheit aller Proben während der künstlichen Alterung bei den drei zuvor genannten Studien könnte die Verwendung von Titan Implantaten, anstelle der in dieser Studie verwendeten vollkeramischen ZrO₂-Implantaten sein. Es stellt sich die Frage, ob Implantatsysteme mit Zirkonabutments auf Titan Implantaten eine bessere Stabilität aufweisen als reinkeramische Implantatsysteme mit Implantaten aus ZrO₂.

Mundhöhlenspezifische Belastungen wie Kaukräfte, Feuchtigkeit und Temperaturwechsel haben einen großen Einfluss auf die physikalischen Eigenschaften des Abutments und des gesamten prothetischen Aufbaus. Bei Kontakt mit Wasser findet bei keramischen Werkstoffen eine oberflächliche Phasentransformation von tetragonal zu monoklin statt, was einen negativen Einfluss auf das Material hat [98]. Die Schnelligkeit der Phasenumwandlung und deren Ausmaß hängt von vielen Faktoren ab und ist bei Oxidkeramik im Vergleich zu Glaskeramik geringer [99].

5.6 STATISCHE ERMÜDUNGSPRÜFUNG

Anderson und Jäger et al. ermittelten in ihren in-vivo Untersuchungen axiale Kaukräfte zwischen 5 N und 120 N [100, 101]. Dazu bauten Jäger et al. ein Messmodul mit DMS-Aufnehmern (Dehnungsmessstreifen) in die Brückenglieder dreiteiliger Prüfbrücken bei vier verschiedenen Probanden ein. Körper maß beim physiologischen Kauakt ähnliche Kaukräfte im Bereich zwischen 20 N und 160 N. Die mittlere maximale Kaukraft gab er mit 250 N an [51]. Bei Patienten mit Parafunktionen können weitaus höhere Kräfte beim Kauvorgang auftreten. Zudem muss bei prothetisch versorgten Implantaten durch das fehlende parodontale Ligament mit einem zusätzlichen Anstieg der maximalen Kaukraft gegenüber einem natürlichen Zahn gerechnet werden [52].

Die in dieser Studie getesteten und zuvor künstlich gealterten vollkeramischen Abutments versagten bei einem Median von 219 N. Dabei zeigten sich keine signifikanten Unterschiede der Bruchlastwerte, zwischen den Prüfkörpern, in Bezug auf die unterschiedlichen Schraubentypen. Die Prüfkörper der Versuchsgruppe G hielten mittleren Kräften von 250 N stand. Versuchsgruppe P versagte durchschnittlich bei 196 N. Versuchsgruppe T hielt durchschnittlich bis zu ihrem Versagen einer Last von 263 N stand. Die Festigkeitswerte der untersuchten Abutments lagen nach der künstlichen Alterung hinter den vor Beginn der Studie gefassten Erwartungen. Sie decken sich jedoch mit den von SDS 2014 veröffentlichten Werten zur Bruchlast (siehe Tabelle 10).

Die 2. Arbeitshypothese, wonach die Stabilität der Implantat-Abutment-Verbindung unabhängig vom verwendeten Schraubentyp sei, kann somit bestätigt werden. Es muss jedoch erwähnt werden, dass obwohl keine signifikanten Unterschiede der Stabilität in Bezug auf die verwendeten Schraubenmaterialien gemessen werden konnten, PEEK-Schrauben, wie zu erwarten, im Mittel schlechtere Bruchlastwerte zeigten.

Neumann und Villar et al. maßen die Kraft beim Versagen von PEEK-Schrauben und stellten im Mittel signifikant niedrigere Werte (150 N), verglichen mit Schrauben aus Titan (513 N) fest [64]. Das übliche Anzugsmoment von 15 Ncm entspricht einer Zugfestigkeit von 186 MPa, welche demnach in dieser Studie deutlich unterschritten wurde [93]. Schwitalla et al. testeten die Zugfestigkeit vier unterschiedlicher, carbonverstärkter, sowie TiO₂-infiltrierter PEEK-Schrauben. Sie zeigten mittlere Werte zwischen 76 und 192 MPa. Die als Referenz dienende konventionelle Titan Schraube brach bei 1196 MPa. Dabei frakturierten die mit 20 % TiO₂ Pulver infiltrierten Schrauben bei einem maximalen Anzug der Schrauben von 76,05±5,5 MPa. Die carbonverstärkten PEEK-Schrauben zeigten im Vergleich dazu signifikant höhere Versagenswerte. Die mit 15% Carbonfasern verstärkten Schrauben frakturierten bei 152.67±15.83 MPa, solche mit 40% Carbonfasern versagten bei 157.29±20.11 MPa. Die Schrauben mit mehr als 50% parallel verlaufenden Carbonfasern erwiesen sich als am resistantesten mit einem Wert von 191.69±36.33 MPa und wurden von den Autoren, favorisiert [93]. PEEK ist im Vergleich zu Titan deutlich weniger resistent gegen Zug- und Druckspannung. Ein Zusammenhang zwischen denen im Mittel etwas niedrigeren Versagenslastwerten der Prüfkörper mit Schrauben aus dem thermoplastischen Kunststoff PEEK im Vergleich zu den anderen beiden Prüfgruppen kann vermutet werden. Als Schraubenmaterial für die Befestigung von Abutments auf Implantaten scheint PEEK ungeeignet, da die Schrauben im Vergleich zu Titan unter Belastung eher frakturieren. Dieses Material wird dennoch verwendet, um dem Patientenwunsch nach Metallfreiheit gerecht zu werden. Da Verbindungsschrauben von Implantaten jedoch nicht in Verbindung zur Mundhöhle stehen, sollte man über die Sinnhaftigkeit von Schrauben aus PEEK in Implantaten nachdenken. Unabhängig vom Schraubentyp scheint eine ausreichende Stabilität des SDS Implantatsystems, bestehend aus Crown-Abutments und SDS2.0 Implantaten, im Prämolarenbereich nicht gegeben zu sein.

In der Produktinformation von SDS hieß es 2014, dass auf „tissue level“ inserierte Implantate ausschließlich für Standard Abutments freigegeben sind. Auf „bone level“ inserierte Implantate durften ausnahmslos mit Platform Switch Abutments oder individualisierten Abutments versorgt werden. Die in dieser Studie getestete Kombination aus auf „tissue level“ inseriertem Implantat mit Platform Switch Abutment und eine alleinige Verschraubung ist seit 2014 nicht mehr freigegeben. In dieser Untersuchung wurden laut DIN 14801 enossale dentale Implantate unter Bedingungen des ungünstigsten Falls getestet. Knochenverlust, zum Beispiel durch Periimplantitis, ist eine häufige Komplikation bei dentalen Implantaten. Auch in diesen ungünstigen Fällen sollte das Implantat-Abutment-

System eine ausreichende Stabilität aufweisen. Die von SDS ermittelten Bruchlastwerte nach der dynamischen Ermüdungsprüfung lagen im Mittel zwischen 180 N und 240 N [47]. Sie entsprechen damit annähernd denen in dieser Studie gemessenen Werten, mit einem Mittelwert von 219 N. SDS rät im neusten prothetischen Handbuch davon ab Platform Switch Abutments zu verwenden [91]. Seit 2016 befinden sie sich nicht mehr im Sortiment von SDS [32]. Wie die Bruchlastwerte bei Verwendung von Standard Abutments unter Einhaltung der aktuell vorliegenden Indikationen von SDS ausgefallen wären, müsste wissenschaftlich überprüft werden.

Vergleichbare aktuelle Studien zeigten nach der künstlichen Alterung im Mittel etwas höhere Werte in Bezug auf die Bruchlast von vollkeramischen Abutments [14, 15, 35, 36, 45]. Stimmelmayer et al. verglichen die Versagenslast von vollkeramischen Abutments aus Zirkon, Zirkon-Hybrid-Abutments mit Titanbasis und Titanabutments nach künstlicher Alterung. Die Titanabutments versagten im Mittel bei 1397 N, wohingegen die vollkeramischen Abutments bereits bei 337 N brachen. Bei dieser Studie wurde mit Titanimplantaten gearbeitet [15]. Inwieweit sich das Implantatmaterial auf die Bruchlast der Abutments auswirkt, ist nicht hinreichend erforscht. Äquivalente Studien bei denen mit Titanimplantaten gearbeitet wurde, zeigten im Vergleich zu Studien, bei denen Keramikimplantaten aus Zirkoniumdioxid verwendet wurden, höheren Bruchlastwerte. Die Verwendung von keramischen Implantaten ist, als einer der Ursachen für die geringe Stabilität, nicht auszuschließen. Dass der Implantatdurchmesser einen entscheidenden Einfluss auf die Bruchlast eines Implantatsystems hat, bewiesen Stimmelmayer et al. [54]. Sie testeten unter anderem reine Zirkonabutments auf Titan Implantaten mit den Durchmessern 3,75 mm und 5,5 mm. Alle Abutments wurden einer künstlichen Alterung unterzogen (100.000 Zyklen/120 N). Die Zirkonabutments mit dem Durchmesser von 3,75 mm zeigten mit einer Bruchlast von 526 N signifikant niedrigere Werte als die Abutments mit einem Durchmesser von 5,5 mm und einem Wert von 1894 N. Elsayed et al. verglichen in ihrer Studie ebenfalls die Versagenslast von keramischen Abutments. Am schlechtesten schnitten vollkeramische Zirkonabutments mit einem Median von 198 N ab und lagen damit noch unter dem in dieser Studie ermittelten Median von 219 N. Einige Abutments überstanden die künstliche Alterung nicht unbeschadet [45]. Alsahhafa et al. überprüften die Bruchlast von vollkeramischen Abutments im Frontzahnbereich. Das selbst hergestellte CAD/CAM-Keramikabutment zeigte die geringste Bruchlast mit 94,5 N, gefolgt vom konfektionierten CAD/CAM-Keramikabutment mit 314,4 N [14]. Eine weitere Untersuchung

den Frontzahnbereich betreffend, führten Preis et al. an vollkeramischen zweiteiligen Implantatsystemen durch. Bei den verschraubten Systemen kam es während der dynamischen Alterung (3,6 Mio. Zyklen/100 N) zu Frakturen. Die mittlere Bruchlast gaben sie mit 233 N an [35].

Die 3. Arbeitshypothese, wonach verschraubte Zirkonoxidabutments in Zirkonoxid-Implantaten genauso stabil seien als Titanabutments in Titanimplantaten, kann nicht bestätigt werden.

5.7 BRUCHVERHALTEN

Belastet man einen keramischen Körper mit einer linear ansteigenden Kraft, so bricht dieser beim Überschreiten der Elastizitätsgrenze spontan, ohne vorherige Deformation. Mit Hilfe der zur Universalprüfmaschine gekoppelten Software ist diese Fraktur im Regelfall an einem plötzlichen Kraftabfall im Weg-Zeit-Diagramm durch die Fraktur des Prüfkörpers erkennbar. Zudem ist im Normalfall ein deutliches Knacken im Moment des Bruches hörbar. In dieser Studie wurde der Bruchlastwert als Kraftmaximum vor einem plötzlichen Kraftabfall definiert.

Die Versuchsgruppen Gold und Titan wiesen ein vergleichbares Versagensmuster auf. Bei 15 der 21 Probekörper waren die Abutments durch eine Deformation oder einen Bruch der Schraube gelockert und zeigten Frakturlinien nahe der Implantatschulter. Dies entsprach dem typischen Verhalten vollkeramischer Abutments unter statischer Belastung, welche nachfolgend beschrieben wird [14, 15, 35, 36, 45]. Durch die extraaxiale Belastung des palatinalen Höckers kam es überwiegend zu Frakturen der buccalen Implantatwände auf der Druckseite. Es entstanden Frakturlinien rings um die suprakestalen Anteile der Implantate, teils mit Ausplatzungen. Auch Preis et al. beobachteten ein ähnliches Frakturverhalten an Keramikimplantaten [35]. Bei Stimmelmayr et al. kam es an vollkeramischen Abutments zu großflächigen Brüchen im Bereich nahe der Implantatschulter, vergleichbar mit dem oben beschriebenen Bruchverhalten in dieser Studie. Bei sechs Proben waren klinisch keine Beschädigungen sichtbar. Die Implantate aus Titan zeigten in Verbindung mit keramischen Abutments im Gegensatz zur Versuchsgruppe mit Titanabutments, keine sichtbaren Deformationen [15]. Das konträre Verhalten von keramischen Implantaten im Vergleich zu ähnlichen Untersuchungen mit Titanimplantaten lässt sich durch die geringe Bruchzähigkeit von ZrO₂(-Implantaten)

erklären. Die meisten Studien zum Bruchverhalten vollkeramischer Abutments unterscheiden sich dahingehend, dass mit Titanimplantaten gearbeitet wurde, was das abweichende Frakturmuster der Keramikimplantate erklären könnte.

Versuchsgruppe PEEK unterschied sich in ihrem Bruchverhalten von den beiden anderen Versuchsgruppen. Der primäre Frakturmodus, welcher sich bei sieben der elf Probekörper zeigte, stellte sich als vollständige Fraktur von Abutments und Schrauben in etwa auf Höhe der Implantatschulter dar. Nur an zwei der elf Prüfkörper, welche in der Universalprüfmaschine getestet worden, waren Implantatfrakturen sichtbar. Erklärt werden können die Abweichungen der Bruchmodi anhand der Materialeigenschaften von PEEK. Mit einer Biegefestigkeit von 170 MPa und einem E-Modul von 3,6 GPa frakturiert diese Komponente des Implantatsystems erst, wenn es über 30-60 % seiner Länge gestreckt wird. [102]. Durch seine geringe Härte trägt es jedoch nicht zur Festigkeit der Konstruktion bei. Schrauben aus Gold oder Titan werden lediglich verbogen und können somit auch nach der Abutmentfraktur zum Zusammenhalt der Komponenten des Implantatsystems beitragen. Damit könnte erklärt werden, warum nach dem Frakturereignis bei acht Proben visuell kein Anhalt auf eine Fraktur innerhalb der Konstruktion feststellbar war. Es kann davon ausgegangen werden, dass die Abutmentschraube die frakturierten Abutmentteile weiterhin im Konus fixierte. Eine Fraktur würde im klinischen Fall also erst evident werden, wenn es zu einer Schraubenlockerung oder einem Schraubenbruch kommen würde.

6 ZUSAMMENFASSUNG

In dieser Studie wurde das Rotationsverhalten und die Bruchlastwerte vollkeramischer Abutments in vollkeramischen Implantaten gemessen. Es entstanden 36 Prüfkörper durch Einbettung der Implantate in Epoxidharzquader. Die Fixierung der Abutments auf den Implantaten erfolgte mit je 12 Schrauben aus den Materialien Gold, Titan und PEEK. Als Suprakonstruktion dienten 36 identische CAD/CAM gefertigte Keramikkrone.

In einem Vorversuch wurde mit Hilfe eines speziellen Versuchsaufbaus unter Anwendung einer Kraft von 5 N die Rotation der Abutments innerhalb der Implantatfixturen gemessen. In Versuchsgruppe P schied ein Prüfkörper, aufgrund eines Schraubenbruchs bei der Montage, aus. Der Median des Rotationswinkels lag bei 8,7°. Die Passgenauigkeit zwischen Implantat und Abutment war, mit Rotationen zwischen 0° und 28°, großen Schwankungen unterworfen, was auf große Fabrikationstoleranzen zurückzuführen sein könnte.

In der in-vitro Studie wurde die Stabilität von drei unterschiedlich verschraubten vollkeramischen Abutments in zweiteiligen SDS2.0 Zirkoniumdioxid-Implantaten untersucht:

Versuchsgruppe T: Implantat + Crown-Abutment + Titanschraube + Suprakonstruktion

Versuchsgruppe G: Implantat + Crown-Abutment + Goldschraube + Suprakonstruktion

Versuchsgruppe P: Implantat + Crown-Abutment + PEEK-Schraube + Suprakonstruktion

Das grundlegende Prinzip der Versuchsdurchführung erfolgte analog der ISO-Norm 14801. Die Implantatkörper wurden bis auf eine Höhe von 3 mm unterhalb des nominalen Knochenniveaus in Epoxidharz eingebettet. Im Kausimulator wurde eine thermodynamische Wechsellast von annähernd 100 N und 1.200.000 Zyklen unter einem Winkel von 30° auf die 35 Belastungsproben ausgeübt. Bei vier von 35 Proben kam es während der künstlichen Alterung zu sichtbaren Beschädigungen. Ein Prüfkörper der Versuchsgruppe G und drei der Gruppe T waren betroffen. Alle Prüfkörper der Versuchsgruppe P überstanden die dynamische Ermüdungsprüfung unbeschadet. Alle nach der Alterung makroskopisch intakten Proben (31) wurden im Anschluss einer statischen Belastung bis zu ihrem Versagen unterzogen. Die Prüfkörper der Versuchsgruppe G versagten bei einem Median von 250 N mit Bruchlastwerten zwischen 175 N und 339 N. Die Prüfkörper der Versuchsgruppe T versagten bei einem Median von 263 N mit Bruchlastwerten zwischen

118 N und 296 N. Die Prüfkörper der Versuchsgruppe P versagte bei einem Median von 196 N mit Bruchlastwerten zwischen 136 N und 279 N. Die registrierten Kräfte wurden dokumentiert und die Prüfkörper fotografisch dokumentiert.

Betrachtet man die Bruchlastwerte aller Prüfkörper materialunabhängig, lag der Median bei 219 N. Die Mediane der Bruchlastwerte der Abutments der drei Versuchsgruppen zeigten keine signifikanten Unterschiede. Die höchste Bruchlast wurde bei der Versuchsgruppe T mit 263 N ermittelt. Gefolgt von den Prüfkörpern mit Goldschraube mit 250 N und der Versuchsgruppe P mit 196 N. Es kann festgestellt werden, dass die Wahl des Schraubenmaterials beim vollkeramischen zweiteiligen Implantatsystem SDS2.0 keinen signifikant evaluierbaren Einfluss auf die Bruchlastwerte der Abutments hat. Jedoch zeigten die PEEK-Schrauben, verglichen mit den beiden übrigen Schraubentypen, etwas niedrigere Bruchlastwerte.

Bei der Evaluierung der Werte kommt man zu dem Ergebnis, dass verschraubte Titanabutments in Titanimplantaten wesentlich bruchstabiler als verschraubte Zirkonabutments in Zirkonimplantaten sind. Anhand der gemessenen Werte kann man schlussfolgern, dass das vollkeramische Implantatsystem aus Zirkoniumdioxid SDS2.0 mit verschraubten Platform Switch Abutments nicht für die Implantatversorgung von Schatlücken im Prämolarenbereich geeignet ist.

Die Studie wurde im Journal „Clinical Oral Investigation“ publiziert.

Stimmelmayer M, Lang A, Beuer F, Mansour S, Erdelt K, Krennmair G, Gueth J.

Mechanical stability of all-ceramic abutments retained with three different screw materials in two-piece zirconia implants- an in vitro study. Clinical Oral Investigations 2019 Sep 3.

doi: 10.1007/s00784-019-03043-3. [Epub ahead of print]

7 ABKÜRZUNGSVERZEICHNIS

CBS	Cristalline Bone Screw
Al ₂ O ₃	Aluminiumoxid
ZrO ₂	Zirkoniumdioxid
k	kubische Phase
t	tetragonale Phase
m	monokline Phase
Y	Yttrium
Y ₂ O ₃	Yttriumoxid
Y-TZP	Yttria stabilized Tetragonal Zirconia Polycrystals
CAD/CAM	Computer Aided Design/Computer Aided Manufacturing
HIP	Hot Isostatic Postcompaction
Y-TZP-A	Yttria stabilized Tetragonal Zirconia Polycrystals dopted with Alumina
ATZ	Alumina Toughened Zirconia
SDS	Swiss Dental Solutions
TZP	tetragonal zirconia polycrystal
TZP-A	tetragonal zirconia polycrystal Alumina Toughened
SLA	Sand-blasted, Large grit, Acidetched
PEEK	Polyetheretherketon
T1-T12	Implantat-Abutment-Prüfkörper mit Titan-Verbindungsschraube
G1-G12	Implantat-Abutment-Prüfkörper mit Gold-Verbindungsschraube
T1-T12	Implantat-Abutment-Prüfkörper mit PEEK-Verbindungsschraube
SDS2.0	Implanatsystem
G	Gold
T	Titan
P	PEEK
TiO ₂	Titanoxid
DMS	Dehnungsmessstreifen

8 LITERATURVERZEICHNIS

1. Sandhaus S (1968) Technic and instrumentation of the implant C.B.S. (Cristalline Bone Screw). *Inf Odontostomatol* 4(3):19–24
2. Flatebø RS, Johannessen AC, Grønningsaeter AG, Bøe OE, Gjerdet NR, Grung B, Leknes KN (2006) Host response to titanium dental implant placement evaluated in a human oral model. *Journal of Periodontology* 77(7):1201–1210
3. Schulte W, Heimke G (1976) Das Tübinger Sofort-Implant. *Quintessenz* 27(6):17–23
4. Sader R, Holländer J, Lorenz J, Ghanaati S (2015) Keramikimplantate – eine Übersicht. *Implantologie Journal*
5. Koutayas SO, Vagkopoulou T, Pelekanos S, Koidis P, Strub JR (2009) Zirconia in dentistry. Part 2. Evidence-based clinical breakthrough. *Eur J Esthet Dent* 4(4):348–380
6. Schulte W., d'Hoedt B., D. Axmann D., Gomez G. (1992) 15 Jahre Tübinger Implantat und seine Weiterentwicklung zum Frialit-2-System2. *Zahnärztliche Implantologie* (8):77–96
7. Andreiotelli M, Kohal R-J (2009) Fracture strength of zirconia implants after artificial aging. *Clin Implant Dent Relat Res* 11(2):158–166
8. Strub J, Schärer P (1987) Die Versorgung eines Lückengebisses mit implantatgetragenen Brücken. Eine Longitudinalstudie über 7,5 Jahre. *Zahnärztliche Impl*:242–254
9. Li J., Hastings G. Oxide bioceramics: Inert ceramic materials in medicine and dentistry editors. *Handbook of Biomaterial Properties*, S:340–354
10. Prestipino V, Ingber A (1993) Esthetic High-Strength Implant Abutments. *Parti. Journal of Esthetic and Restorative Dentistry* 5(1):29–36
11. Wohlwend A, Studer S, Schärer P (1996) Das Zirkonoxidabutment - ein neues vollkeramisches Konzept zur ästhetischen Verbesserung der Suprastruktur in der Implantologie. *Quintessenz Zahntech* (22):364–381
12. Att W, Kurun S, Gerds T, Strub JR (2006) Fracture resistance of single-tooth implant-supported all-ceramic restorations after exposure to the artificial mouth. *Journal of Oral Rehabilitation* 33(5):380–386
13. Schweiger J, Beuer F, Stimmelmayer M, Edelhoff D (2012) Moderne Wege zum Implantat-Abutment. *CAD/CAM-Generiert. Zahnmedizin* (20)

14. Alsahhaf A, Spies BC, Vach K, Kohal R-J (2017) Fracture resistance of zirconia-based implant abutments after artificial long-term aging. *J Mech Behav Biomed Mater* 66:224–232
15. Stimmelmayer M, Heiß P, Erdelt K, Schweiger J, Beuer F (2017) Fracture resistance of different implant abutments supporting all-ceramic single crowns after aging. *International Journal of Computerized Dentistry* 20(1):53–64
16. Brauer G (Hrsg) (1975) *Handbuch der Präparativen Anorganischen Chemie*, 3.Aufl, Bd.2.
17. Kohorst P, Stiesch-Scholz M (2008) Zirkoniumdioxid - Eine Keramik auf dem Weg zum Goldstandard. *ZWPonline*
18. Piconi C., Maccauro G. (1999) Zirconia as a biomaterial. *Biomaterials* (20):1–25
19. Ziss M-L. <https://www.zwp-online.info/fachgebiete/implantologie/keramikimplantate/keramikimplantate-eine-uebersicht>. Zugriffen: 08. Oktober 2020
20. Rieger W, Köbel S, Weber W (2007) Herstellung und Bearbeitung von Zirkonoxid-Keramiken für dentale Anwendungen. *Digital_dental.news*:1–12
21. Strietzel R (2001) Future Dent - Preisgekrönter Zahnersatz mit Hilfe eines CAD/CAM-Systems. *Quintessenz Zahntech* (27):970–978
22. Witkowski S (2006) Hightech-Biokeramik für die Zukunft. *Quintessenz* (1):66–76
23. Manicone PF, Rossi Iommetti P, Raffaelli L (2007) An overview of zirconia ceramics Basic properties and clinical applications. *J Dent* 35(11):819–826
24. Steff B (2010) Bruchfestigkeit von vollkeramischen Brücken mit unterschiedlichen Gerüstmaterialien: Eine In-vitro-Studie. Dissertation
25. https://metoxit.com/dental/implantate/oxidkeramik_tzp_atz2. Zugriffen: 12. März 2016
26. Cochran DL, Nummikoski PV, Higginbottom FL, Hermann JS, Makins SR, Buser D (1996) Evaluation of an endosseous titanium implant with a sandblasted and acid-etched surface in the canine mandible. Radiographic results. *Clin Oral Implants Res* 7(3):240–252
27. Strietzel FP, Reichart PA (2007) Oral rehabilitation using Camlog screw-cylinder implants with a particle-blasted and acid-etched microstructured surface. Results from a prospective study with special consideration of short implants. *Clin Oral Implants Res* 18(5):591–600

28. Branemark PI, Hansson BO, Adell R, Breine U, Lindström J, Hallén O, Ohman A (1977) Osseointegrated implants in the treatment of the edentulous jaw. Experience from a 10-year period. *Scand J Plast Reconstr Surg Suppl* 16:1–132
29. Bornstein MM, Lussi A, Schmid B, Belser UC, Buser D (2003) Early loading of nonsubmerged titanium implants with a sandblasted and acid-etched (SLA) surface: 3-year results of a prospective study in partially edentulous patients. *Int J Oral Maxillofac Implants* 18(5):659–666
30. https://www.implantate.com/fileadmin/_processed_/0/d/csm_Serie_Implantatkronen_Titanabutment_g_8cdd2f2d0a.jpg. Zugegriffen: 08. Oktober 2020
31. Binon PP (2000) Implants and components. Entering the new millennium. *Int J Oral Maxillofac Implants* 15(1):76–94
32. SDS Swiss Dental Solutions AG (2016) SDS Produktinformationen
33. Zipprich H, Weigl P, Lange B, Lauer H-C (2007) Erfassung, Ursachen und Folgen von Mikrobewegungen am Implantat-Abutment-Interface. *Implantologie* 15(1):31–46
34. Rack T, Rack T, Zabler S, Rack A, Riesemeier H, Nelson K (2013) An in vitro pilot study of abutment stability during loading in new and fatigue-loaded conical dental implants using synchrotron-based radiography. *Int J Oral Maxillofac Implants* 28(1):44–50
35. Preis V, Kammermeier A, Handel G, Rosentritt M (2016) In vitro performance of two-piece zirconia implant systems for anterior application. *Dent Mater* 32(6):765–774
36. Spies BC, Nold J, Vach K, Kohal R-J (2016) Two-piece zirconia oral implants withstand masticatory loads. An investigation in the artificial mouth. *J Mech Behav Biomed Mater* 53:1–10
37. Meng JC, Everts JE, Qian F, Gratton DG (2007) Influence of connection geometry on dynamic micromotion at the implant-abutment interface. *Int J Prosthodont* 20(6):623–625
38. Sailer I, Sailer T, Stawarczyk B, Jung RE, Hämmerle CHF (2009) In vitro study of the influence of the type of connection on the fracture load of zirconia abutments with internal and external implant-abutment connections. *Int J Oral Maxillofac Implants* 24(5):850–858
39. <https://pocketdentistry.com/esthetics-and-implant-prosthetics/>. Zugegriffen: 08. Oktober 2020
40. Muley N, Prithviraj, Gupta V, Mahesh L (2012) Evolution of External and Internal Implant to Abutment Connection. *IJOICR* 3:122–129

41. Niznick G (1991) The implant abutment connection. The key to prosthetic success. *Compendium* 12(12):932-938
42. Vigolo P, Fonzi F, Majzoub Z, Cordioli G (2006) An in vitro evaluation of titanium, zirconia, and alumina procera abutments with hexagonal connection. *Int J Oral Maxillofac Implants* 21(4):575–580
43. Semper W, Kraft S, Kruger T, Nelson K (2009) Theoretical optimum of implant positional index design. *J Dent Res* 88(8):731–735
44. Chun H-J, Yeo I-S, Lee J-H, Kim S-K, Heo S-J, Koak J-Y, Han J-S, Lee S-J (2015) Fracture strength study of internally connected zirconia abutments reinforced with titanium inserts. *Int J Oral Maxillofac Implants* 30(2):346–350
45. Elsayed A, Wille S, Al-Akhali M, Kern M (2018) Effect of fatigue loading on the fracture strength and failure mode of lithium disilicate and zirconia implant abutments. *Clin Oral Implants Res* 29(1):20–27
46. Sailer I, Philipp A, Zembic A, Pjetursson BE, Hämmerle CHF, Zwahlen M (2009) A systematic review of the performance of ceramic and metal implant abutments supporting fixed implant reconstructions. *Clin Oral Implants Res* 20(4):4–31
47. Volz U (2013) Zweiteilige reversibel verschraubte Zirkonoxid-Implantate. ZMK
48. Kohal R-J, Att W, Bächle M, Butz F (2008) Ceramic abutments and ceramic oral implants. An update. *Periodontology* 2000 (47):224–243
49. Degidi M, Artese L, Scarano A, Perrotti V, Gehrke P, Piattelli A (2006) Inflammatory infiltrate, microvessel density, nitric oxide synthase expression, vascular endothelial growth factor expression, and proliferative activity in peri-implant soft tissues around titanium and zirconium oxide healing caps. *Journal of Periodontology* 77(1):73–80
50. Rimondini L, Cerroni L, Carrassi A, Torricelli P (2002) Bacterial colonization of zirconia ceramic surfaces: an in vitro and in vivo study. *Int J Oral Maxillofac Implants* 17(6):793–798
51. Körber KH LK (1983) Maximale Kaukraft als Berechnungsfaktor zahntechnischer Konstruktionen. *Dental-Labor* (31):55–60
52. Tokmakidis Kea (2009) Belastungsverteilung und Belastungskonzepte auf Zähnen und Implantaten. *Z Zahnärztliche Impl* 25(1):44–52
53. Zembic A, Philipp AOH, Hammerle CHF, Wohlwend A, Sailer I (2015) Eleven-Year Follow-Up of a Prospective Study of Zirconia Implant Abutments Supporting Single All-Ceramic Crowns in Anterior and Premolar Regions. *Clin Implant Dent Relat Res* 17(2):417-426

54. Stimmelmayer M, Sagerer S, Erdelt K, Beuer F (2013) In vitro fatigue and fracture strength testing of one-piece zirconia implant abutments and zirconia implant abutments connected to titanium cores. *Int J Oral Maxillofac Implants* 28(2):488–493
55. Kourtis S, Damanaki M, Kaitatzidou S, Kaitatzidou A, Roussou V (2017) Loosening of the fixing screw in single implant crowns. Predisposing factors, prevention and treatment options. *J Esthet Restor Dent* 29(4):233–246
56. Khraisat A (2005) Stability of implant-abutment interface with a hexagon-mediated butt joint. Failure mode and bending resistance. *Clin Implant Dent Relat Res* 7(4):221–228
57. Jörn  us L, Jemt T, Carlsson L (1992) Loads and designs of screw joints for single crowns supported by osseointegrated implants. *Int J Oral Maxillofac Implants* 7(3):353–359
58. Pardal-Pel  ez B, Montero J (2017) Preload loss of abutment screws after dynamic fatigue in single implant-supported restorations. A systematic review. *J Clin Exp Dent* 9(11):1355–1361
59. Broggini N, McManus LM, Hermann JS, Medina R, Schenk RK, Buser D, Cochran DL (2006) Peri-implant inflammation defined by the implant-abutment interface. *J Dent Res* 85(5):473–478
60. Scarano A, Assenza B, Piattelli M, Iezzi G, Leghissa GC, Quaranta A, Tortora P, Piattelli A (2005) A 16-year study of the microgap between 272 human titanium implants and their abutments. *J Oral Implantol* 31(6):269–275
61. Jansen VK, Conrads G, Richter EJ (1997) Microbial leakage and marginal fit of the implant-abutment interface. *Int J Oral Maxillofac Implants* 12(4):527–540
62. Berberi A, Maroun D, Kanj W, Amine EZ, Philippe A (2016) Micromovement Evaluation of Original and Compatible Abutments at the Implant-abutment Interface. *J Contemp Dent Pract* 17(11):907–913
63. Streckbein P, Streckbein RG, Wilbrand JF, Malik CY, Schaaf H, Howaldt HP, Flach M (2012) Non-linear 3D evaluation of different oral implant-abutment connections. *J Dent Res* 91(12):1184–1189
64. Neumann EAF, Villar CC, Fran  a FMG (2014) Fracture resistance of abutment screws made of titanium, polyetheretherketone, and carbon fiber-reinforced polyetheretherketone. *Braz Oral Res* 28
65. Hermann F, Lerner H, Palti A (2007) Factors influencing the preservation of the periimplant marginal bone. *Implant Dent* 16(2):165–175
66. Kocherovsky E (2015) Die Systemstabilit  t von CAD/CAM-Abutments-eine experimentelle Untersuchung. Dissertation

67. Berglundh T, Lindhe J, Ericsson I, Marinello CP, Liljenberg B, Thomsen P (1991) The soft tissue barrier at implants and teeth. *Clin Oral Implants Res* 2(2):81–90
68. James RA, Kelln EE (1974) A histopathological report on the nature of the epithelium and underlying connective tissue which surrounds oral implants. *J Biomed Mater Res* 8(4 Pt 2):373–383
69. Judgar R, Giro G, Zenobio E, Coelho PG, Feres M, Rodrigues JA, Mangano C, Iezzi G, Piattelli A, Shibli JA (2014) Biological width around one- and two-piece implants retrieved from human jaws. *Biomed Res Int* 2014:850120
70. Hermann JS, Cochran DL, Buser D, Schenk RK, Schoolfield JD (2001) Biologic Width around one- and two-piece titanium implants. A histometric evaluation of unloaded nonsubmerged and submerged implants in the canine mandible. *Clin Oral Implants Res* 12(6):559–571
71. Rack A, Rack T, Stiller M, Riesemeier H, Zabler S, Nelson K (2010) In vitro synchrotron-based radiography of micro-gap formation at the implant-abutment interface of two-piece dental implants. *J Synchrotron Radiat* 17(2):289–294
72. Donker V (2018). <https://vincentdonker.com/platform-switching-wat-is-het/>. Zugegriffen: 08. Oktober 2020
73. Baffone GM, Botticelli D, Canullo L, Scala A, Beolchini M, Lang NP (2012) Effect of mismatching abutments on implants with wider platforms--an experimental study in dogs. *Clin Oral Implants Res* 23(3):334–339
74. Canullo L, Iannello G, Penarocha M, Garcia B (2012) Impact of implant diameter on bone level changes around platform switched implants. Preliminary results of 18 months follow-up a prospective randomized match-paired controlled trial. *Clin Oral Implants Res* 23(10):1142–1146
75. Canullo L, Iannello G, Gotz W (2011) The influence of individual bone patterns on peri-implant bone loss. Preliminary report from a 3-year randomized clinical and histologic trial in patients treated with implants restored with matching-diameter abutments or the platform-switching concept. *Int J Oral Maxillofac Implants* 26(3):618–630
76. Trammell K, Geurs NC, O'Neal SJ, Liu P-R, Haigh SJ, McNeal S, Kenealy JN, Reddy MS (2009) A prospective, randomized, controlled comparison of platform-switched and matched-abutment implants in short-span partial denture situations. *Int J Periodontics Restorative Dent* 29(6):599–605
77. Vela-Nebot X, Rodriguez-Ciurana X, Rodado-Alonso C, Segala-Torres M (2006) Benefits of an implant platform modification technique to reduce crestal bone resorption. *Implant Dent* 15(3):313–320

78. Strietzel FP, Neumann K, Hertel M (2015) Impact of platform switching on marginal peri-implant bone-level changes. A systematic review and meta-analysis. Clin Oral Implants Res 26(3):342–358
79. Nowak I (2010) Die knöcherne Einheilung von Zirkon- und Titanimplantaten. Eine histologische und ultrastrukturelle Untersuchung. Dissertaion
80. Depprich R, Zipprich H, Ommerborn M, Mahn E, Lammers L, Handschel J, Naujoks C, Wiesmann H-P, Kubler NR, Meyer U (2008) Osseointegration of zirconia implants. An SEM observation of the bone-implant interface. Head Face Med 4:25
81. Kohal RJ, Wolkewitz M, Hinze M, Han J-S, Bachle M, Butz F (2009) Biomechanical and histological behavior of zirconia implants. An experiment in the rat. Clin Oral Implants Res 20(4):333–339
82. Scarano A, Piattelli M, Caputi S, Favero GA, Piattelli A (2004) Bacterial adhesion on commercially pure titanium and zirconium oxide disks. An in vivo human study. Journal of Periodontology 75(2):292–296
83. SDS Swiss Dental Solutions AG (2014) Produktinformation zweiteilige SDS2.0 Implantate
84. SDS Swiss Dental Solutions AG (2012) Produktinformation
85. Rho JY, Ashman RB, Turner CH (1993) Young's modulus of trabecular and cortical bone material: ultrasonic and microtensile measurements. J Biomech 26(2):111–119
86. DIN Deutsches Institut für Normung e.V Dynamische Ermüdungsprüfung für enossale dentale Implantate 14801:2008-02(DIN EN ISO 14801:2007)
87. Ivoclar Vivadent (2019) IPS e.max CAD Gebrauchsinformation
88. Volz U (2013) Zweiteilige reversibel verschraubte Zirkonoxid-Implantate. https://www.zmk-aktuell.de/fachgebiete/implantologie/story/zweiteilig-reversibel-verschraubte-zirkonoxid-implantate__825.html. Zugegriffen: 08. Oktober 2020
89. Teufelhart M (2018) Passgenauigkeit CAD/CAM-gefertigter Hybridkronen auf Titanklebebasen: eine In-vitro-Untersuchung. Dissertation
90. DeLong R, Pintado M, Douglas WH (1985) Measurement of change in surface contour by computer graphics. Dent Mater 1(1):27–30
91. SDS Swiss Dental Solutions AG (2017) Das SDS Prothetik-Handbuch
92. Nachtigall W (2002) Bionik. Grundlagen und Beispiele für Ingenieure und Naturwissenschaftler, 2.Aufl.

93. Schwitalla AD, Abou-Emara M, Zimmermann T, Spintig T, Beuer F, Lackmann J, Müller W-D (2016) The applicability of PEEK-based abutment screws. *J Mech Behav Biomed Mater* 63:244–251
94. DIN Deutsches Institut für Normung e.V Digitalisierungsgeräte für CAD/CAM-Systeme für indirekte dentale Restaurationen. Prüfverfahren zur Beurteilung der Genauigkeit 12836:2015-11(DIN EN ISO 12836:2015)
95. Semper W, Kraft S, Kruger T, Nelson K (2009) Theoretical considerations: implant positional index design. *J Dent Res* 88(8):725–730
96. Steinebrunner L, Wolfart S, Ludwig K, Kern M (2008) Implant-abutment interface design affects fatigue and fracture strength of implants. *Clin Oral Implants Res* 19(12):1276–1284
97. Stimmelmayer M, Edelhoff D, Güth J-F, Erdelt K, Happe A, Beuer F (2012) Wear at the titanium-titanium and the titanium-zirconia implant-abutment interface: a comparative in vitro study. *Dent Mater* 28(12):1215–1220
98. Chevalier J, Loh J, Gremillard L, Meille S, Adolfson E (2011) Low-temperature degradation in zirconia with a porous surface. *Acta Biomater* 7(7):2986–2993
99. Kelly JR, Denry I (2008) Stabilized zirconia as a structural ceramic. An overview. *Dent Mater* 24(3):289–298
100. Anderson DJ (1953) A method of recording masticatory loads. *J Dent Res* 32(6):785–789
101. Jaeger K, Graber G, Schruet L (1989) Aufbau und Test einer Meßkette zur Kaukraftmessung. *Schweiz Monatsschr Zahnmed* (99):670–675
102. Kern GmbH (2016) Technisches Datenblatt Polyetheretherketon (PEEK)

9 DANKSAGUNG

Bedanken möchte ich mich bei Herrn Prof. Dr. Edelhoff für die Möglichkeit diese Dissertation an der Poliklinik für zahnärztliche Prothetik schreiben zu dürfen. Bei meinem Doktorvater Herrn Prof. Dr. Stimmelmayer möchte ich mich für die Überlassung des Themas, seine umfangreiche und stets kompetente Unterstützung und seine grenzenlose Geduld herzlich bedanken. Zudem danke ich Herrn Prof. Dr. Beuer für die Betreuung während der experimentellen Phase. Ein besonderer Dank geht an Herrn Dr. Kurt Erdelt für seine Hilfe bei der Versuchsdurchführung und statistischen Auswertung der Ergebnisse. Im Besonderen danke ich Herrn Marc Ramberger sowie Herrn Josef Schweiger und dem gesamten zahntechnischen Team der prothetischen Abteilung der Zahnklinik München für die Einweisung in die zahntechnischen Gerätschaften und die Unterstützung bei der Prüfkörper-Herstellung. Sehr dankbar bin ich meiner Familie, meinem Partner, Kommilitonen und Freunden dafür, dass sie mir in dieser Zeit zur Seite standen. Danke Elena für den Tipp.

EIDESSTATTLICHE VERSICHERUNG

Ich, Anna Lang, geb. am 03.04.1988, erkläre hiermit an Eides statt, dass die vorliegende Dissertation mit dem Titel:

Mechanische Stabilität von drei unterschiedlich verschraubten vollkeramischen Abutments in zweiteiligen Zirkoniumdioxid-Implantaten

Selbstständig verfasst, mich außer der angegebenen keiner weiteren Hilfsmittel bedient und alle Erkenntnisse, die aus dem Schrifttum ganz oder annähernd übernommen sind, als solche kenntlich gemacht und nach Ihrer Herkunft unter Bezeichnung der Fundstelle einzeln nachgewiesen habe.

Ich erkläre des Weiteren, dass die hier vorgelegte Dissertation nicht in gleicher oder ähnlicher Form bei einer anderen Stelle zur Erlangung eines akademischen Grades eingereicht wurde.

Dresden, den 20.02.2021

Anna Lang

Anna Lang